
SVILUPPO DI UN MODELLO TEORICO PER LA VALUTAZIONE DELLA CINETOSI. INTRODUZIONE DEL CONFLITTO INTER-SENSORIALE

C. Braccesi⁽¹⁾, F. Cianetti⁽²⁾

⁽¹⁾ Università degli Studi di Perugia, braccesi@unipg.it

⁽²⁾ Università degli Studi di Perugia, cianfi@unipg.it

Sommario/Abstract

Nella presente memoria viene illustrato lo sviluppo e l'estensione a generiche condizioni di moto di tipo 3D di un modello di previsione della cinetosi ideato e presentato dagli autori in un precedente lavoro. L'attività di ricerca estende la campagna di validazione numerico/sperimentale del modello facendo riferimento a risultati di attività sperimentali presenti in letteratura. Contributo innovativo di questo lavoro è però l'introduzione nel modello di previsione del cosiddetto conflitto inter-sensoriale. Mentre il modello precedentemente sviluppato dagli autori e quelli proposti dalla comunità scientifica contemplano la modellazione del conflitto fra i sensi ed il sistema nervoso centrale considerando per i sensi il solo sistema vestibolare, gli autori con questa memoria introducono l'apporto fornito alla sensazione del moto dal sistema visivo nonché il contributo al conflitto proveniente dal conflitto tra i sensi (conflitto inter-sensoriale o inter-modality conflict) anch'esso all'origine del malessere ma ancora mai formalizzato in modelli di previsione della cinetosi.

Parole chiave: motion sickness, subjective vertical conflict theory, inter-modality conflict, visual-vestibular interaction

1. Introduzione

La cinetosi (*motion sickness*) è un complesso fenomeno sia fisiologico sia psicologico che pur essendo legato alla percezione del movimento non presenta un'evidente relazione tra moto e grado di malessere. Numerosi sono i fattori che possono essere collegati alla cinetosi ma i principali sono le accelerazioni con contenuto a bassa frequenza che sono percepite dal sistema vestibolare (*otolite e canale semicircolare*), visivo e propriocettivo.

Questa sindrome si è manifestata dal punto di vista storico evolvendo di pari passo con lo sviluppo dei mezzi di trasporto come dimostrano questi richiami storici: “*Navigare in mare mostra come il moto causi malessere al corpo*”, Ippocrate, 400 a.C.; “*I continue to suffer so much from sea-sickness, that nothing, not even Geology itself, can make up for the misery and vexation of spirit*”, Charles Darwin, a bordo del Beagle, a largo di Valparaiso, 10 Marzo, 1835; “*I'm dying of motion sickness, it won't make much difference*”, soldato John Robertson, “A” Company – durante lo sbarco a Omaha Beach, 6 giugno, 1944; “*Eisenhower smelled victory in the air, but to the men of the AEF whose transports and landing craft had left harbor, the smell in the air was vomit*”, D-Day, S. Ambrose.

Se percentualmente il trasporto navale (*sea sickness*) e quello su gomma sono le condizioni di moto che si dimostrano maggiormente nausageniche per i passeggeri, anche il trasporto aereo

(*air sickness*) e su rotaia evidenziano percentuali sensibili di malessere riconducibile alla cinetosi [1-3]. Inoltre, seppure le testimonianze di malessere risultino statisticamente non significative, anche l'esplorazione spaziale ha evidenziato tale sintomatologia (*space sickness*).

Quello che è interessante notare è che non solo il moto "reale" è provocativo; con il sempre maggiore utilizzo della realtà virtuale si è constatato come anche condizioni di moto simulato [4-6] (ad esempio all'interno di simulatori o in ambienti virtuali) provochino tale malessere (*cyber sickness*) dimostrando quanto sia importante la sensazione visiva nella genesi della sintomatologia.

L'attività di ricerca svolta in tale settore di ricerca dal gruppo di Progettazione e Costruzione di Macchine dell'Università degli Studi di Perugia in questi ultimi anni (2001-2003) è stata finalizzata alla definizione ed alla validazione di un modello di previsione di tale malessere che consentisse di valutare l'indice MSI [7-10] (Motion Sickness Incidence, indice della percentuale di passeggeri che presentano malessere alla fine di una condizione persistente di moto di una certa durata) per un generico moto 3D partendo da poche grandezze fisiche facilmente misurabili sia sperimentalmente che in ambiente di simulazione. Gli autori hanno sviluppato un modello teorico [11] a partire dalla teoria del conflitto sensoriale [12-13] (*sensory conflict theory*) ed in particolare dalla teoria del conflitto della verticale attesa [14-15] (*subjective vertical conflict theory*) che, raggiungendo l'obiettivo suddetto, consente inoltre di analizzare varie tipologie di veicolo (es. autoveicolo e treno) discriminando tra le diverse configurazioni di un veicolo (es. treno standard e treno tiltante [11]), fra le posizioni che il passeggero può assumere (es. posizione anteriore e posizione posteriore [11]), fra le posizioni che il corpo del passeggero può assumere (es. posizione eretta e supina). Oltre alle peculiarità citate, è di fondamentale importanza sottolineare come tale approccio consenta di evidenziare fenomeni di recupero (es. il malessere decresce al termine del moto) ed adattamento (es. il malessere non cresce al persistere di condizioni di conflitto seppur di per sé nauseageniche ma costanti nel tempo) che si riscontrano nella esperienza comune ed in letteratura [16]. Questo modello si è dimostrato essere un passo avanti rispetto a ciò che le normative attuali (modello di *Griffin* [9] recepito dalla ISO 2631 [10]) propongono [11].

La presente memoria oltre a presentare il modello nella sua versione 3D (quella fino ad ora presentata era una versione 2D utilizzata in ambito ferroviario), estende la campagna di validazione numerico/sperimentale del modello facendo riferimento a risultati di attività sperimentali presenti in letteratura [7-9, 17-20].

Contributo innovativo di questo lavoro è però l'introduzione nel modello di previsione del cosiddetto *conflitto inter-sensoriale*. È introdotto l'apporto fornito alla sensazione del moto dal sistema visivo nonché il contributo al conflitto proveniente dal conflitto tra i sensi (*conflitto inter-sensoriale* o *inter-modality conflict* [12]) anch'esso all'origine del malessere ma ancora mai formalizzato in modelli di previsione della cinetosi. Si è a tal fine tradotto ed introdotto nel modello originario un modello matematico sviluppato da *Telban* e *Cardullo* [21-22] che simula l'interazione tra il sistema visivo e quello vestibolare all'interno del processo di percezione del moto.

2. Modello di previsione della cinetosi: stimoli vestibolari

Il modello sviluppato dagli autori (denominato modello UNIPG), presentato in una versione preliminare in un precedente lavoro [11], è raffigurato per il generico ingresso (accelerazione lineare i -esima) in figura 1. Il modello è stato sviluppato a partire dalla teoria del conflitto sensoriale [12-13] (*sensory conflict theory*) ed in particolare dalla teoria del conflitto della

verticale attesa [14-15] (*subjective vertical conflict theory*) definita in generale e formalizzata per un moto semplice di tipo verticale da Bos e Bles nel 1998. Gli autori a partire dalla definizione e dalla sua formalizzazione, attualmente ancora l'unica presente in letteratura, hanno interpretato la filosofia della *subjective vertical conflict theory* traducendola in un modello di valutazione formalizzato per un moto generico. Ingressi al modello sono le accelerazioni lineari a_i misurate in un sistema di riferimento fissato al veicolo, localizzato ed orientato con la testa del passeggero (fig.2). Le uscite disponibili sono oltre all'indice MSI il

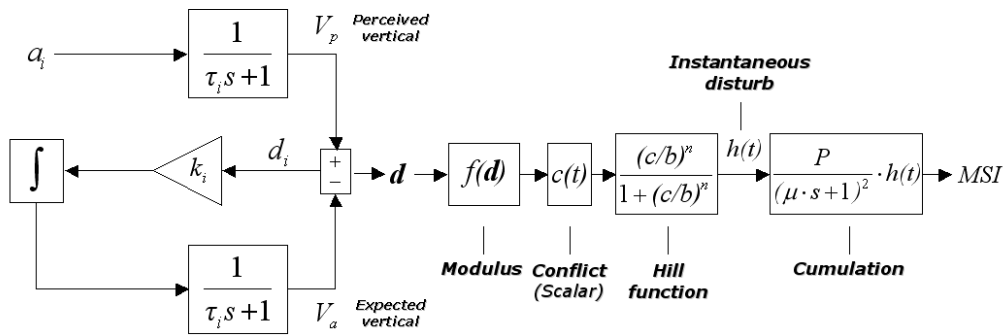


Figura 1. Modello UNIPG per il generico ingresso (accelerazione lineare i -esima)

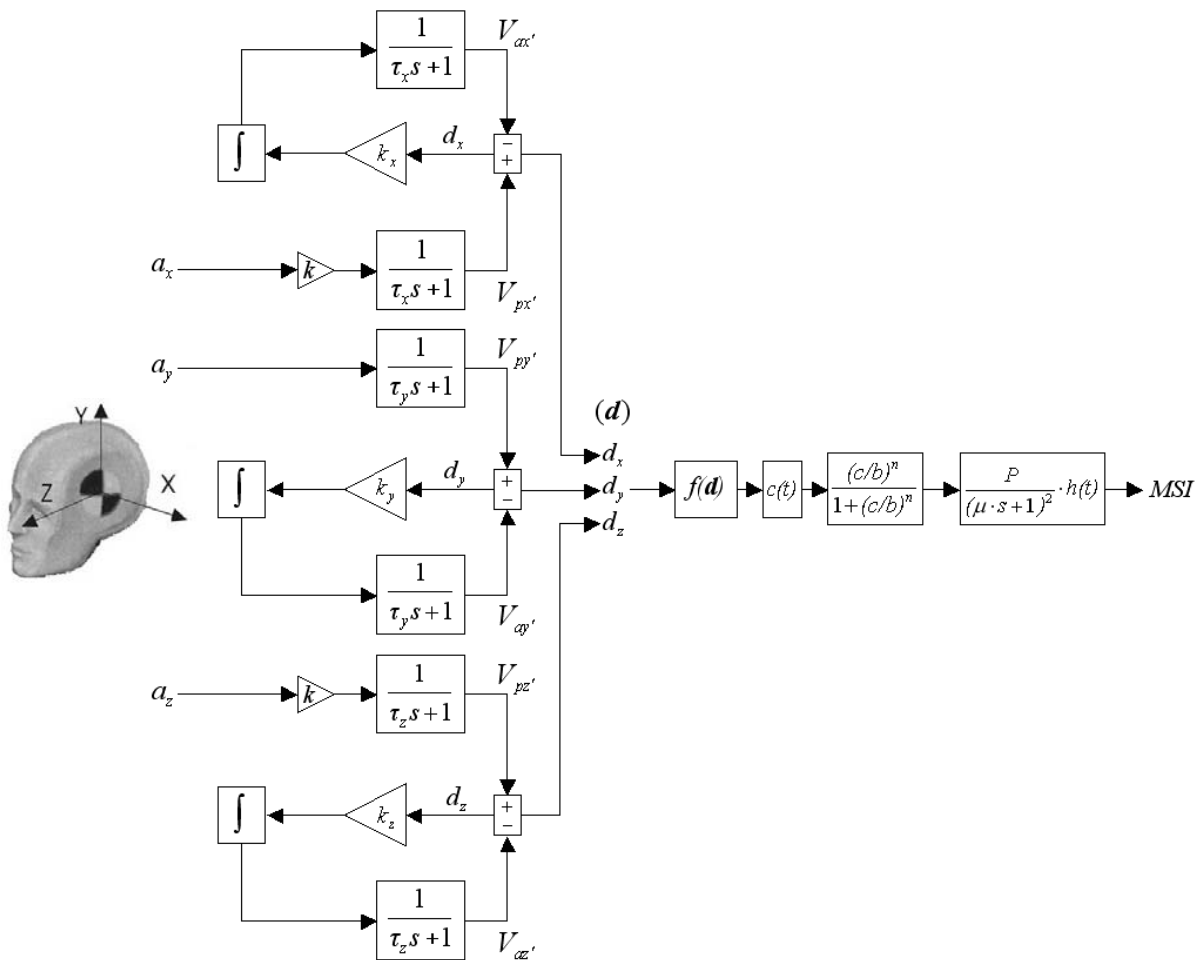


Figura 2. Modello UNIPG generalizzato per un moto 3D

valore del disturbo istantaneo $h(t)$. E' da sottolineare come la disponibilità di un indice istantaneo come l'indice $h(t)$ è una peculiarità di modelli teorici quale quello di *Bos* e *Bles* e, quindi, di quello presentato dagli autori. Tale disponibilità consente di poter pensare ad un suo utilizzo come ulteriore variabile di ingresso al generico sistema di controllo del moto del veicolo. Per una descrizione più dettagliata della filosofia, della matematica e delle principali peculiarità del modello teorico sviluppato dagli autori si rimanda alla lettura del lavoro [11] ed in parte dei lavori di *Bos* e *Bles* [14-15].

La versione del modello UNIPG estesa al generico moto 3D, presentata per la prima volta nel presente lavoro, è rappresentata in figura 2.

Analizzando il modello 3D si osserva come l'interpretazione della teoria del *subjective vertical conflict* ha condotto ad utilizzare come unici ingressi al sistema le accelerazioni lineari (*otolite*) non considerando le accelerazioni giroscopiche (*canali semicircolari*). L'implicita ipotesi che queste ultime non possano influenzare in qualsiasi modo la percezione della verticale o comunque la condizione di malessere è indirettamente confermata dal punto di vista teorico da quanto affermato da *Bos* e *Bles* nei due lavori base della suddetta teoria [14, 15] per i quali le accelerazioni giroscopiche sono utili esclusivamente a proiettare istante per istante in un sistema di riferimento assoluto le accelerazioni lineari così da poter definire univocamente le caratteristiche dei filtri (direzione x, y e z) caratteristici del sistema vestibolare (fig. 2 e tab.1) attraverso i quali filtrare il risultato di tale proiezione. Questa necessità non sussiste se, come ipotizzato, le accelerazioni lineari sono valutate in un sistema di riferimento fissato al veicolo, localizzato ed orientato con la testa del passeggero (fig.2) e quindi con l'*otolite*. A confermare ulteriormente queste affermazioni sono i risultati di un attività di ricerca di tipo sperimentale condotta dagli stessi *Bos* e *Bles* avente come oggetto i moti puramente giroscopici che ha dimostrato come questi non siano di per sé nauseogenici [23].

L'ulteriore scelta di trattare i due moti orizzontali nella stessa maniera (fig. 2 e tab.1) deriva sia da considerazioni di tipo fisiologico che dall'analisi di una serie di attività sperimentali condotte da *Golding* [17-20] e da *Griffin* [24, 25] finalizzate all'analisi della relazione tra tali moti ed il malessere. Dal punto di vista fisiologico è noto che l'organo dell'*otolite* che sente il moto nel piano laterale è lo stesso che sente il moto in quello longitudinale (*utricolo*). Quindi, dovendo definire una rappresentazione matematica per i due sensori si è adottata la stessa. Sperimentalmente le citate sperimentazioni confermano questa ipotesi verificando come gli indici di malessere che si riscontrano assoggettando le persone a moti laterali e longitudinali siano confrontabili.

Tabella 1. Parametri modello UNIPG confrontati con quelli di *Bos* e *Bles* [15] per il moto verticale

Modello	τ_y	τ_x, τ_z	k_y	k_x, k_z	n	b	μ	P	k
	(s)	(s)	(s ⁻¹)	(s ⁻¹)	-	-	(s)	(%)	-
Bos & Bles	5	-	5	-	2	0.7	720	85	-
UNIPG	2.4	0.6	3.36	0.84	2	0.7	900	85	1.414

I parametri che si possono ritrovare nel modello (tab. 1) non sono quindi altro che le costanti rappresentative del comportamento del sistema vestibolare (*otolite*). Tale costanti che si differenziano per le tre direzioni x laterale, y verticale, z longitudinale sono state in parte determinate a partire da valori già ottenuti mediante prove di laboratorio da ricercatori che

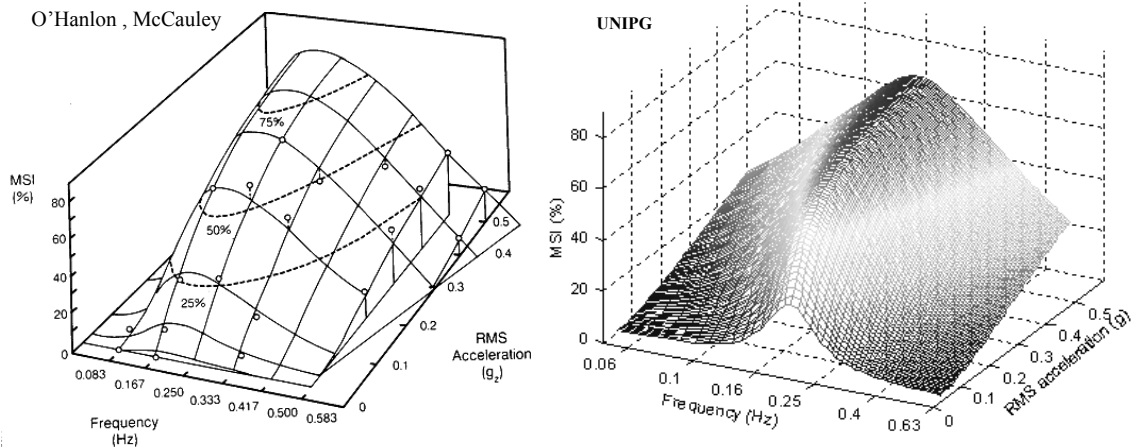


Figura 3. Confronto tra le mappe di MSI valutate, per moti sinusoidali verticali, sperimentalmente da *O'Hanlon e McCauley* [7] e numericamente dal modello UNIPG

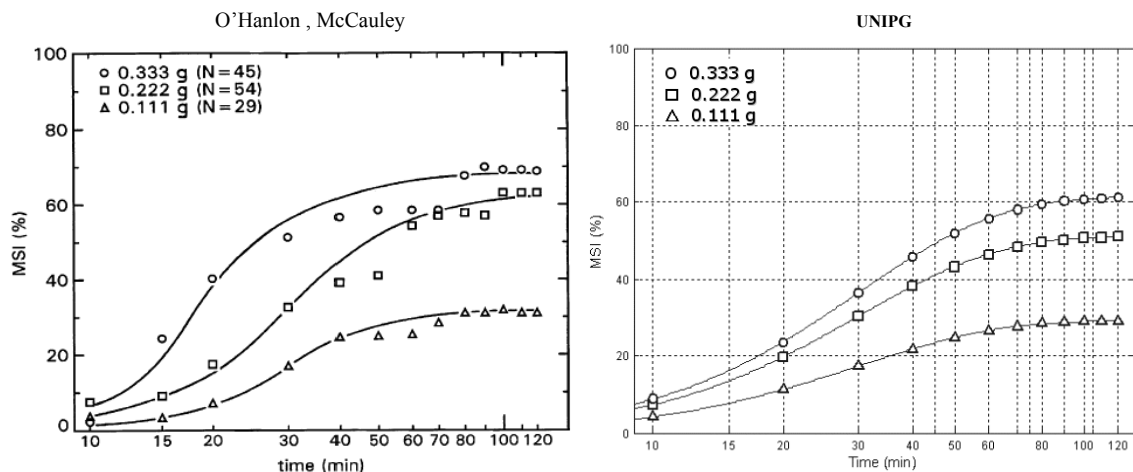


Figura 4. Confronto numerico sperimentalmente tra gli andamenti dell'indice MSI valutato per un'esposizione di 2 h ad un moto sinusoidale di tipo verticale caratterizzato da una frequenza di 0.25 Hz e da tre diversi valori di accelerazione espressi in termini di rms di g, sperimentalmente da *O'Hanlon e McCauley* (tratto da [15]) e numericamente dal modello UNIPG

lavorano alla caratterizzazione dinamica del sistema sensoriale e alla modellazione teorica del *motion sickness* (*Bos e Bles* [14, 15]) (direzione verticale y); queste sono poi state ulteriormente affinate dagli autori al fine di meglio rappresentare i risultati in termini di MSI ottenuti da *O'Hanlon e McCauley* [7, 8]. Per le altre direzioni (direzione laterale x e longitudinale z) tali costanti sono state definite a partire sempre da una attività di caratterizzazione del sistema vestibolare e contestualmente del *motion sickness* condotta questa volta da *Golding* [17-20]. Questi parametri una volta determinati sono da ritenersi delle costanti vista la presunzione che rappresentino il comportamento dinamico del sistema vestibolare del generico individuo, senza essere funzione delle particolari condizioni di moto.

La bontà del modello è stata testata mediante confronti numerico sperimentalmente condotti avendo come riferimento l'attività di laboratorio condotta da *O'Hanlon e McCauley* per i moti verticali [7, 15] (figure 3-5) e quella condotta da *Golding* per i moti orizzontali [17-20]. Le figure 3, 4 e 5 rappresentano solo un esempio dei confronti numerico sperimentalmente condotti su moti verticali (y) tutti attestanti la bontà del modello implementato sia in termini di valori assoluti dell'indice MSI (fig.3) che in termini dei suoi andamenti in funzione della frequenza (fig.3) e dell'ampiezza del moto (figg. 3-5) ed in funzione del tempo (fig.4).

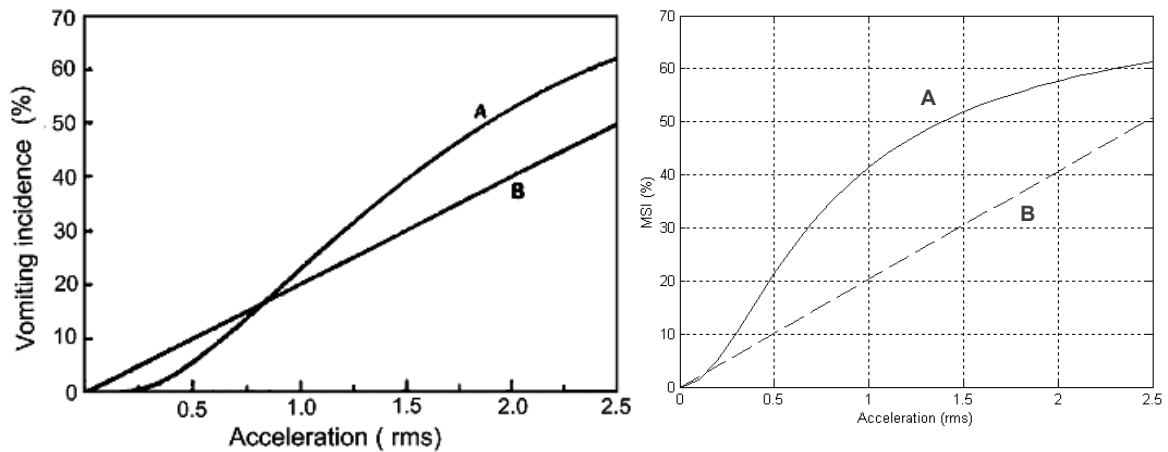


Figura 5. Confronto numerico sperimentale tra gli andamenti dell'indice MSI valutato per un'esposizione di 1 h ad un moto sinusoidale di tipo verticale caratterizzato da una frequenza di 0.2 Hz e funzione dell'ampiezza dell'accelerazione espressa in termini di rms. I risultati sperimentali sono ottenuti da *O'Hanlon e McCauley* (grafico di sinistra, linea A, tratto da *Lawther e Griffin* 1987 [9]). I risultati numerici sono ottenuti con il modello UNIPG (grafico di destra, linea A) e con quello di *Griffin* (linee B)

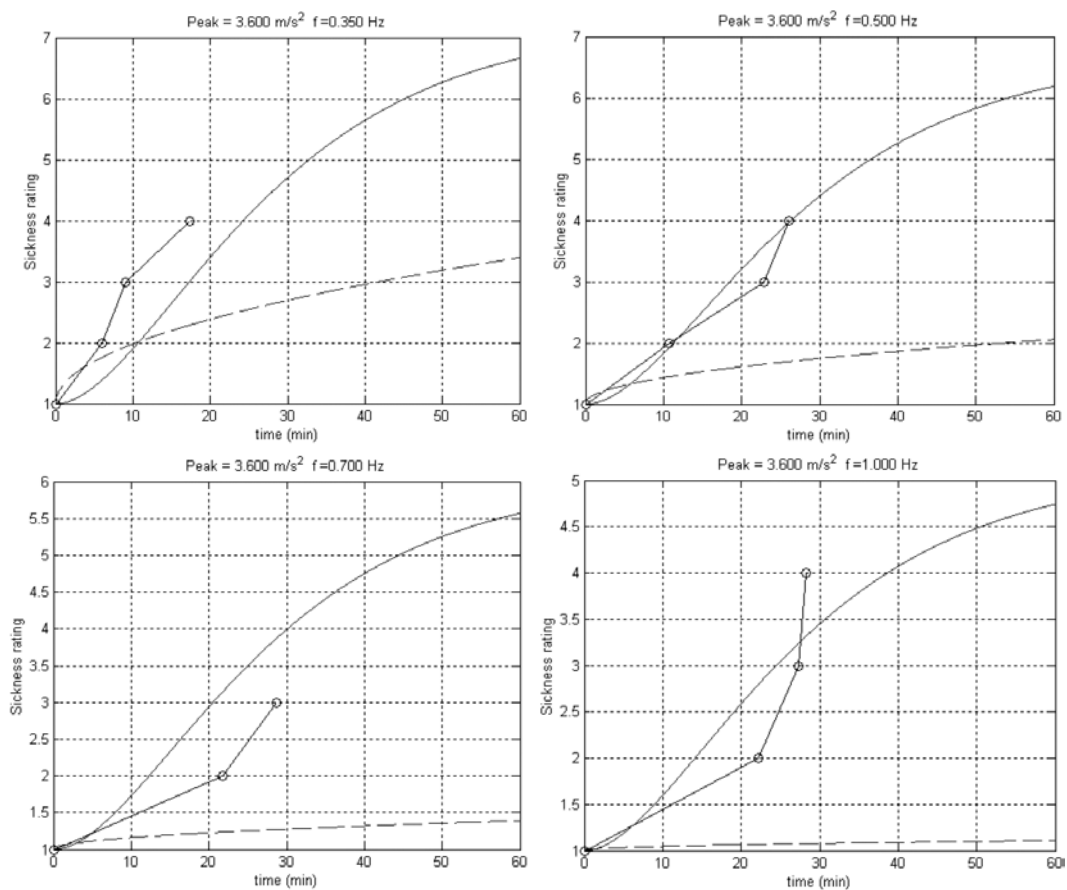


Figura 6. Confronto numerico sperimentale tra gli andamenti del Sickness rating valutato per un'esposizione di 1 h ad un moto sinusoidale di tipo orizzontale caratterizzato attribuendo alla frequenza i valori di 0.35, 0.50, 0.70 e 1.00 Hz e mantenendo la stessa ampiezza di 3.6 m/s^2 . I risultati sperimentali sono ottenuti da *Golding* 1997 [20] (linee spezzate). I risultati numerici sono ottenuti con il modello UNIPG (curve continue) e con quello di *Griffin* (curve tratteggiate)

Per ciò che concerne i moti orizzontali in figura 6 viene riportato un esempio di confronto numerico sperimentale realizzato a partire dalle esperienze di *Golding*, condotte nel 1997 su moti orizzontali longitudinali [20]. E' importante notare come *Golding* utilizzi quale indice di valutazione non il consueto MSI ma un indice del malessere denominato Sickness Rating o SR da lui definito e per il quale lo stesso suggerisce la modalità di conversione con l'indice MSI [20]. Dall'analisi dei risultati si può rilevare come il modello UNIPG (curva continua) fornisca risultati (tradotti in SR utilizzando la conversione suddetta) conformi a quelli raccolti sperimentalmente (linea spezzata). Al contrario, il modello di *Griffin* della normativa ISO 2631 (curva tratteggiata) sottostima palesemente il dato sperimentale. L'analisi comparata dei risultati illustrati nelle figure 4, 5 e 6 dimostra, inoltre, come il modello UNIPG colga, a differenza del principale modello di valutazione esistente nelle normative internazionali, anche l'andamento nel tempo dell'indice, sia per i moti verticali che per quelli orizzontali.

Occorre precisare che per i moti orizzontali, per quanto riguarda il valore assoluto della valutazione ottenibile dal modello della ISO 2631, si è applicato il modello proposto dalla normativa utilizzandolo nella sua versione originale definita per le sole accelerazioni verticali senza introdurre il fattore correttivo k (tab.1) adottato nel modello sviluppato e suggerito da *Golding* [17-20] per le accelerazioni orizzontali.

Infine, al fine di analizzare la capacità di tale approccio di evidenziare fenomeni di recupero (es. il malessere decresce al termine del moto) ed adattamento (es. il malessere decresce al persistere di condizioni di conflitto seppur di per sé nauseageniche ma costanti nel tempo) che si riscontrano nella esperienza comune ed in letteratura, sono state condotte simulazioni di moti di riferimento e vengono riportati alcuni significativi risultati che dimostrano la capacità del modello implementato di controllare tali fenomeni. Osservando i risultati riportati nelle figure 4, 6 e 7 si può osservare come in presenza di condizioni persistenti di moto il modello preveda una saturazione del malessere cioè un adattamento che invece il modello di *Griffin*, che per definizione ottiene un indice cumulativo [9, 10], non coglie. E' ancora più interessante notare come nel caso di interruzione del moto e, quindi, del conflitto il modello teorico preveda, conformemente ai dati sperimentali presenti in letteratura [16], il decrescere del malessere andamento che invece non è colto dal modello della normativa come prevedibile dalla sua definizione (fig.7).

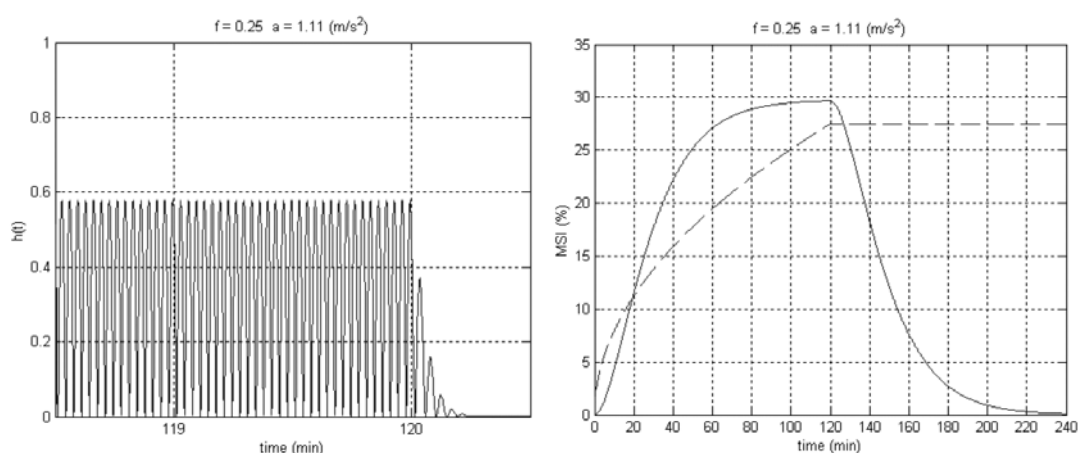


Figura 7. Esempio di risultati ottenibili con il modello sviluppato. Sono rappresentati gli andamenti di $h(t)$ e MSI per una esposizione di 2 h ad un moto sinusoidale di tipo verticale caratterizzato da una frequenza di 0.25 Hz e da un valore di accelerazione espressa in termini di rms pari a 1.11 m/s^2 . Al termine dell'esposizione segue 2 h di assenza di moto. Nella figura a destra vengono confrontate le previsioni di malessere prodotte dal modello di *Griffin* [9, 10] (linea tratteggiata) e dal modello UNIPG (linea continua).

3. Modello di previsione della cinetosi: stimoli visivo-vestibolari

Contributo innovativo di questo lavoro è l'introduzione nel modello di previsione del cosiddetto *conflitto inter-sensoriale*. Mentre il modello sin qui sviluppato dagli autori e quelli proposti dalla comunità scientifica [15-16] contemplano la modellazione del conflitto fra i sensi ed il sistema nervoso centrale (*sensory rearrangement* [12]) considerando per i sensi il solo sistema vestibolare, con questo lavoro si introduce l'apporto fornito alla sensazione del moto dal sistema visivo nonché il contributo al conflitto proveniente dal conflitto tra i sensi (*conflitto inter-sensoriale o inter-modality conflict* [12]) anch'esso all'origine del malessere ma ancora mai formalizzato in modelli di previsione della cinetosi. Si è a tal fine adattato ed introdotto nel modello originario un modello matematico sviluppato da *Telban e Cardullo* [21-22] che simula l'interazione tra il sistema visivo e quello vestibolare all'interno del processo di percezione del moto.

L'attività sperimentale sviluppata in questi ultimi decenni dalla comunità scientifica internazionale a supporto di quella finalizzata alla valutazione della capacità degli stimoli visivi di provocare malesseri è stata caratterizzata da due temi principali: il confronto tra gli stimoli visivi e gli stimoli vestibolari (ossia esperimenti mirati all'individuazione della stimolazione sensoriale più nauseagenica) e l'interazione visivo-vestibolare (ossia esperimenti mirati all'individuazione di un modello di interazione tra il sistema visivo e quello vestibolare all'interno del processo di percezione del moto).

Per ciò che concerne il confronto tra stimoli visivi e stimoli vestibolari di seguito vengono riportate le esperienze più significative. *Dauton e Fox* [26] hanno analizzato il contributo al *motion sickness* di entrambe le modalità sensoriali (visiva e vestibolare) giungendo alla conclusione che gli stimoli visivi da soli sono i più provocativi alle basse velocità e gli stimoli vestibolari da soli (ad esempio il moto della testa o di tutto il corpo) alle alte. Inoltre, i due ricercatori affermano che gli stimoli visivi e vestibolari combinati ed in conflitto (ad esempio uno stimolo che indica moto e l'altro che non indica moto) sono più provocativi (ossia i sintomi si presentano prima e sono più forti) che considerati isolatamente o che nel caso combinati e complementari (ad esempio entrambi indicanti moto). *Lackner e Graybiel* [27] hanno investigato gli effetti della direzione del moto della testa (ad esempio moto di rollio e beccheggio) e hanno dimostrato che tutti i moti incrementano la suscettibilità al *motion sickness*. Risultato importante e comune ad altri ottenuti da altri ricercatori è che la condizione di occhi-aperti (ossia generalmente in presenza di stimoli in conflitto) è peggiore (più nauseagenica) di quella occhi-chiusi; fattori importanti risultano l'accelerazione e la frequenza del moto. *Lackner e DiZio* [28], in una ricerca congiunta, sono giunti alla conclusione che sia l'esposizione ad ambienti di realtà virtuale che il moto reale provoca sensazioni di malessere. Risultato importante è che la combinazione di stimoli visivi con stimoli vestibolari per di più in conflitto tra loro, produce effetti ancora peggiori. Gli esperimenti sono stati condotti per mezzo di un simulatore di moti verticali e di un display montato sulla testa del soggetto in prova in grado di registrare e ritrasmettere la visione del moto con un assegnato ritardo. Infine, *Parker* ed altri ricercatori dell'università di Washington [29] hanno ricostruito la risposta in frequenza del sistema di percezione visiva del moto. La conclusione cui sono giunti è che i malesseri sono provocati dal conflitto tra i segnali visivi e quelli vestibolari, ma anche che il conflitto è massimo nell'intervallo di frequenza in cui sia il sistema visivo che quello vestibolare sono attivi e non necessariamente più sensibili al moto. Infatti, i soggetti hanno riportato sintomi più severi per moti a frequenze più basse delle usuali registrate in condizioni di stimoli esclusivamente vestibolari (circa $0.15 \div 0.20$ Hz) ed in sintonia con le caratteristiche in frequenza del sistema visivo caratterizzata da un massimo a bassissima frequenza evidenziando una regione di massima sensibilità compresa tra 0.01 e 0.1 Hz.

La conclusione che possiamo trarre da questa serie eterogenea di esperimenti e ricerche è che lo stimolo visivo è significativo soltanto alle basse frequenze di oscillazione e cioè che il sistema di percezione visiva del movimento presenta le caratteristiche di un filtro passa-basso. Inoltre, considerando la risposta del sistema vestibolare si può affermare dalle risultanze sperimentali che la componente di conflitto dovuta all'interazione visivo-vestibolare, raggiunge un massimo intorno a 0.05 Hz.

Per ciò che concerne invece l'attività sperimentale avente come oggetto l'interazione visivo-vestibolare vanno sottolineate le esperienze condotte da *Zacharias* e da *Young*. *Zacharias* [30] documentò, attraverso studi di neurofisiologia, che gli stimoli visivi e vestibolari sono strettamente interconnessi all'interno del processo di percezione del movimento. Egli, inoltre, riportò uno studio di *Young* e altri, in cui la velocità soggettiva (percepita dal soggetto) era misurata come risposta ad una rotazione combinata (sia del soggetto che dell'immagine) intorno alla verticale. Lo studio mostrava che la velocità soggettiva era fortemente influenzata dal fenomeno definito come *vection* (sensazione di movimento indotta visivamente) ma non corrispondeva alla semplice somma della percezione vestibolare e dell'illusione del moto. *Young* [31] notò che lo stimolo visivo domina la percezione della velocità nelle condizioni di quiete fino ad una frequenza di 0.1 Hz. Alle frequenze maggiori prevale lo stimolo vestibolare. Egli suggerì che quando erano presenti entrambi gli stimoli, questi andavano combinati secondo una legge non lineare, favorendo l'input visivo per stimoli congruenti e l'input vestibolare per stimoli in conflitto.

Mentre il modello di previsione della cinetosi sin qui sviluppato dagli autori [11] e quelli proposti dalla comunità scientifica [15-16] contemplano la modellazione del conflitto fra i sensi ed il sistema nervoso centrale (*sensory rearrangement* [12]) considerando per i sensi il solo sistema vestibolare, non sono ad oggi noti in letteratura modelli di previsione del malessere che introducano l'apporto fornito alla sensazione del moto dal sistema visivo nonché il contributo al conflitto proveniente dal conflitto tra i sensi. Esistono d'altro canto molteplici tentativi di definire modelli di percezione del moto che tengono conto sia degli input vestibolari che di quelli visivi. La loro importanza risiede nel fatto che la sensazione di movimento percepita dal soggetto è il risultato di una combinazione tra gli stimoli visivi e quelli vestibolari. Il tentativo condotto dagli autori è stato quindi di introdurre nel modello UNIPG originario un blocco funzionale che simulasse l'interazione tra il sistema visivo e quello vestibolare all'interno del processo di percezione del moto.

Di seguito vengono richiamati i modelli di percezione del moto più importanti presenti in letteratura. *Zacharias* [30] ha sviluppato un modello di percezione per moti intorno alla verticale. Per bassi valori del conflitto, ad esempio quando gli input sono concordi, la sensazione di moto è calcolata attraverso una somma pesata dei due segnali. Per alti valori del conflitto, il peso dello stimolo visivo è ridotto e quello dello stimolo vestibolare è incrementato finché il conflitto non diminuisce. *Borah* [32], in seguito, sviluppò un modello di interazione visivo-vestibolare, che comprendeva l'implementazione di un estimatore, una sorta di processore centrale degli input sensoriali che includeva una versione modificata del modello di *Zacharias*. *Van der Steen* [33] propose un modello di percezione del movimento in cui gli stimoli vestibolari e visivi erano combinati per ottenere la sensazione registrata dal soggetto. Diversamente dal modello proposto da *Zacharias*, non veniva effettuata una valutazione del conflitto. *Van der Steen* introdusse il concetto di filtro neurale all'interno del modello. Il filtro neurale trasferisce la risposta afferente di entrambi i sensi (visivo e vestibolare) ad una variabile fisica. La funzione di trasferimento, in cascata con il filtro, rappresenta l'estimatore del movimento. Il segnale in uscita dal modello è la somma dell'influenza optocinetica e della percezione vestibolare.

Il lavoro che è risultato però più interessante sia dal punto di vista della rigorosità matematica che della compatibilità con il modello sin qui sviluppato dagli autori è rappresentato dal modello integrato visivo-vestibolare di *Telban e Cardullo* [21, 22]. E' da sottolineare come l'attività di *Telban e Cardullo* non si inserisca nell'attività di ricerca finalizzata alla previsione della cinetosi ma si inquadri in una attività mirata alla comprensione della percezione del moto in ambito aeronautico e aerospaziale. Il fine dei due ricercatori è stato di sviluppare un modello di percezione del movimento che includesse sia gli stimoli visivi che vestibolari. Il modello valuta anche gli effetti della sensazione di movimento indotta visivamente, la cosiddetta *vection*. *Telban e Cardullo* hanno prima rivisto tutti i modelli già esistenti sull'interazione visivo-vestibolare, affermando che una semplice somma lineare dei due stimoli non riusciva a riprodurre la risposta percepita e suggerendo che ciascuno stimolo doveva essere pesato in base al loro conflitto. Inoltre hanno formulato l'ipotesi che la valutazione visiva del movimento è un'influenza optocinetica, che è formata filtrando la differenza tra gli stimoli attraverso un filtro passa-basso. Nei lavori [21, 22] viene proposto sia un modello rotazionale (velocità angolari) che uno traslazionale (velocità lineari). Entrambi incorporano i modelli matematici della dinamica vestibolare (*canali semicircolari* per il primo, *otoliti* per il secondo) ed un estimatore del conflitto che controlla il livello dell'influenza optocinetica (tale estimatore consente anche di modellare la latenza della *vection*). Come suggerito da *Borah*, gli stimoli visivi di movimento sono per ipotesi limitati agli scenari periferici ad esempio forniti da un simulatore di volo con un ampio campo visivo. Un esempio di scenario periferico è rappresentato dal passaggio delle stelle o delle nuvole all'interno del campo visivo. Non sono, pertanto, considerati tutti i particolari presenti nella struttura delle scene.

Al fine di introdurre, quindi, nel modello di previsione della cinetosi sviluppato dagli autori (**UNIPG**) l'effetto della stimolazione visiva come correzione della percezione del moto, sin qui esclusivamente guidata dal sistema vestibolare, è stato interpretato e tradotto il modello di *Telban e Cardullo* all'interno del modello. Congruentemente alla filosofia sin qui adottata e cioè congruentemente alla teoria del conflitto della verticale attesa è stato considerato il solo modello traslazionale andando ad analizzare solo le componenti lineari del moto. Il modello di *Telban e Cardullo* ha una dinamica abbastanza semplice e recupera alcune componenti già proposte dai risultati elencati precedentemente ed ottenuti da altri ricercatori. Ingressi del modello originale sono la forza specifica che stimola l'*otolite* e l'accelerazione visiva a_i^v . In uscita al modello si ottiene la velocità lineare percepita dal soggetto per effetto della stimolazione combinata visivo-vestibolare. Entrambe gli ingressi passano attraverso le rispettive funzioni di trasferimento (vestibolare e visiva) originando le due percezioni sensoriali. Come proposto da *Zacharias*, il segnale visivo passa attraverso un modello interno della dinamica vestibolare (funzione di trasferimento dell'*otolite*), così da produrre il segnale vestibolare atteso che poi sarà sottratto al segnale vestibolare percepito. Il valore assoluto di questa differenza e (*rectified error*) passa attraverso un operatore di adattamento, generando un segnale di conflitto v_{err} (*washout error*). Quest'operatore determina quanto a lungo uno stato costante di conflitto tra i segnali può permanere. *Zacharias* suggerì di scegliere la costante di adattamento τ_w sulla base delle latenze osservate nei simulatori. Per la velocità lineare alla costante di adattamento τ_w è stato assegnato il valore di 1 s per generare le latenze già ottenute in precedenti ricerche. A partire da v_{err} viene calcolato il valore di k_w (peso dell'influenza optocinetica) per mezzo della funzione coseno di *Bell* modificata suggerita da *Borah*. Il valore di k_w varia tra 0 e 1. Un grande valore del conflitto, maggiore di un valore assegnato di soglia ε , porta k_w a zero. Mentre un valore sotto la soglia, porta k_w ad un valore compreso tra 0 e 1, raggiungendo l'unità quando v_{err} va a 0. Per v_{err} minore di 0, k_w rimane uguale a 1. Il valore di soglia ε è stato scelto uguale al minimo valore della velocità che l'*otolite* riesce a percepire. *Zacharias* stimò una soglia di 0.2 m/s dopo alcuni esperimenti

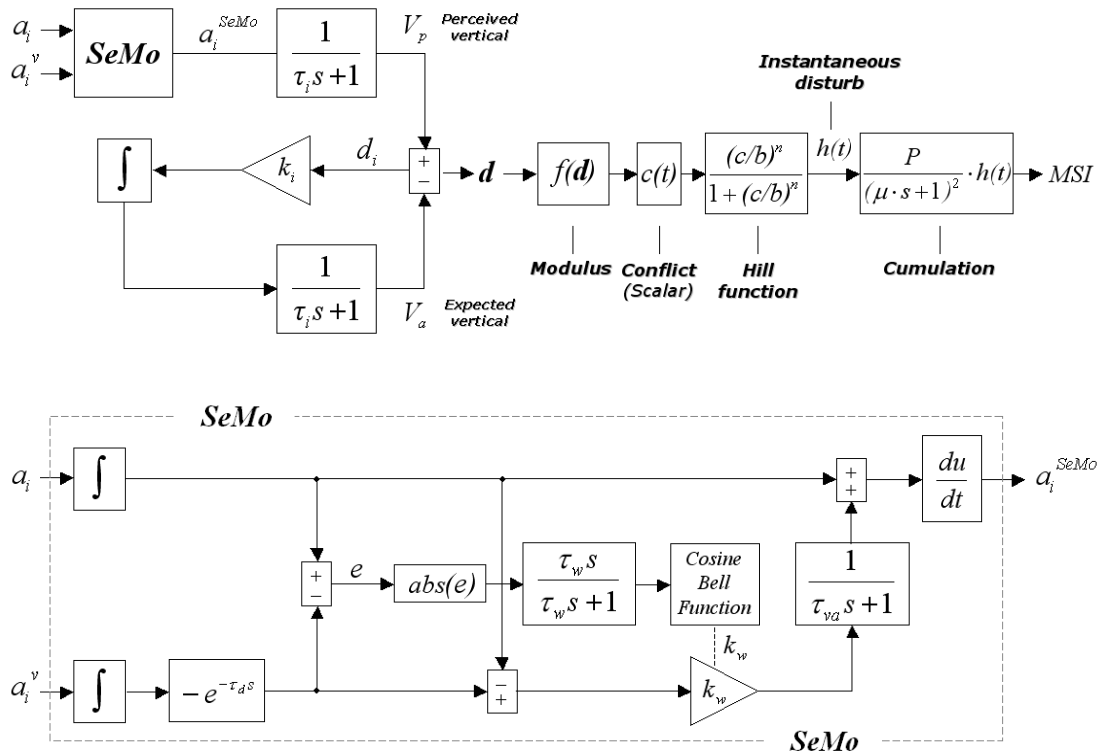


Figura 8. Rappresentazione del modello sviluppato (UNIPG_{SeMo}) in alto e del blocco funzionale **SeMo** in basso

eseguiti da *Meiry* in un simulatore per moti lineari. Infine, anche in questo modello viene implementata l'influenza optocinetica proposta da *Van der Steen*. La costante di tempo τ_{va} è assunta pari ad 1 s caratteristica del filtro passa-basso proposto da *Young*.

Rispetto la descrizione fatta corrispondente alla versione originale del modello di *Telban* e *Cardullo* si sono apportate le seguenti modifiche. In figura 8 viene rappresentato il modello di percezione sviluppato dagli autori **SeMo** (*Sensory Model*). Il modello rispecchia abbastanza fedelmente l'originale definizione di *Telban* e *Cardullo*. La prima modifica realizzata è stata quella di dare in ingresso al sistema vestibolare non la forza specifica che stimola l'otolite ma l'accelerazione lineare assoluta a_i . Al fine di rendere compatibile tale modello con il modello di previsione della cinetosi l'uscita, originariamente definita in termini di velocità percepita, viene derivata rispetto al tempo ottenendo l'accelerazione lineare percepita a_i^{SeMo} . Infine è da sottolineare come la funzione di trasferimento del sistema vestibolare, congruentemente alle ipotesi sin qui adottate (modello di *Bos* e *Bles* e modello UNIPG) sia stata considerata unitaria. La formulazione del nuovo modello di cinetosi è risultata conseguentemente semplice. Ingressi al modello sono ora le accelerazioni lineari assolute a_i misurate in un sistema di riferimento fissato al veicolo, localizzato ed orientato con la testa del passeggero, ed inoltre le accelerazioni relative del campo visivo periferico a_i^v valutate relativamente al medesimo sistema di riferimento. Le uscite disponibili sono sempre l'indice MSI ed il valore del disturbo istantaneo $h(t)$. Il modello così sviluppato, UNIPG_{SeMo} (raffigurato in figura 8), è caratterizzato dal blocco funzionale **SeMo** che rappresenta appunto l'evoluzione del modello e si inserisce a monte del filtro passa basso atto alla valutazione della verticale percepita (*perceived vertical*) V_p a partire questa volta dalla accelerazione percepita a_i^{SeMo} .

Si è condotta, quindi, una serie di test al fine di valutarne la capacità del modello UNIPG_{SeMo} di prevedere l'incidenza del malessere in presenza del contributo del sistema sensoriale visivo-vestibolare congruentemente alle risultanze sperimentali prima succintamente descritte. A tal

fine si sono analizzate condizioni di moto reale e virtuale con varie combinazioni di stimoli visivi e stimoli vestibolari. A titolo di esempio in figura 9 viene riportato un confronto tra valori di MSI ottenuti in 4 diverse condizioni di stimolazione. Tutte le stimolazioni sono state caratterizzate da “moti” sinusoidali semplici di tipo verticale di ampiezza espressa in rms di accelerazione pari a 1.11 m/s^2 e frequenza variabile da 0.001 a 0.7 Hz. Il tempo di permanenza al moto è stato ipotizzato di 2 h. Si sono considerate una condizione di moto reale con soggetto bendato (a), una condizione di moto reale con soggetto che osserva assenza di moto (b), tipico di condizioni di moto in ambienti chiusi, una condizione di moto reale nella quale il soggetto vede il moto (c), tipico di condizioni di moto in ambienti aperti o nei quali esiste la possibilità di osservare l'esterno, ed infine una condizione di moto virtuale (d), ossia il soggetto è fermo e vede muoversi lo scenario periferico, tipico di condizioni di *cyber sickness*. Si può osservare dal risultato come la sensazione visiva congruentemente a quanto affermato precedentemente predomini su quella vestibolare alle basse frequenze raggiungendo un effetto massimo in un range compreso tra 0.08 e 0.12 Hz mentre, come noto, quella vestibolare sia dominante alle alte frequenze con un massimo a circa 0.2 Hz.

Deve essere sottolineato come l'aver introdotto il contributo del sistema sensoriale visivo permette di aggiungere alle potenzialità del modello non solo quella di prevedere la risposta del soggetto anche in condizioni di moto virtuale, ma, in particolar modo, di simulare il fenomeno definito come “anticipazione” che si evidenzia comunemente osservando la risposta al moto di passeggeri intenti a leggere (sensazione visiva del moto assente ossia *conflitto inter-sensoriale* elevato) e di passeggeri soggetti allo stesso moto ma che osservano (“anticipano”) le condizioni di moto (sensazione visiva in accordo con quella proveniente dagli altri organi sensoriali e quindi *conflitto inter-sensoriale* minimo). Questo risultato si può osservare in figura 9 ma in particolar modo in figura 10, nella quale vengono confrontate le classiche condizioni di viaggio di un generico passeggero. E' evidente come sia più

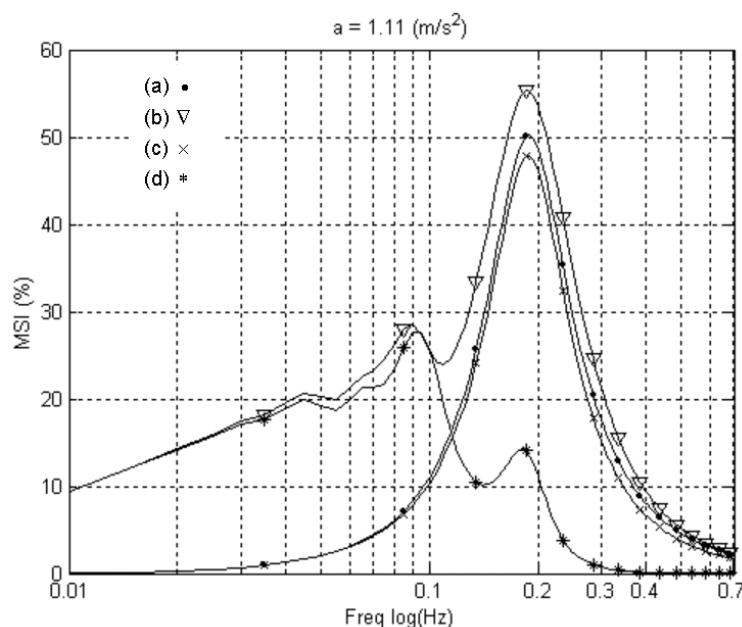


Figura 9. Risultati del modello $UNIPG_{SeMo}$ in varie condizioni di stimolazione sensoriale. Esposizione di 2h ad un moto sinusoidale di tipo verticale caratterizzato da una frequenza variabile tra 0.01 e 0.7 Hz e da un valore di accelerazione espressa in termini di rms pari a 1.11 m/s^2 . Moto reale con soggetto bendato (a), moto reale con soggetto che osserva assenza di moto (b), moto reale con soggetto che vede il moto (c), moto virtuale con soggetto fermo che vede muoversi lo scenario periferico (d).

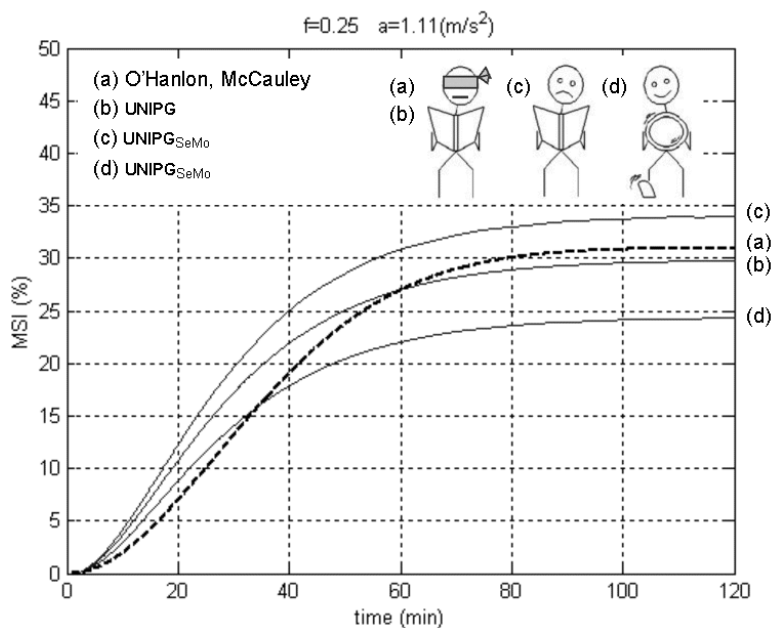


Figura 10. Esempio di risultati ottenibili con il modello sviluppato (curve continue) confrontati con quelli ottenuti sperimentalmente da *O'Hanlon e McCauley* [7] (curva tratteggiata). Sono rappresentati gli andamenti di MSI per una esposizione di 2 h ad un moto sinusoidale di tipo verticale caratterizzato da una frequenza di 0.25 Hz e da un valore di accelerazione espressa in termini di rms pari a 1.11 m/s^2 . Le esperienze di *O'Hanlon e McCauley* [7] sono state condotte con volontari bendati.

nauseagenica una stimolazione vestibolare in conflitto con quella visiva (condizione c in figura) rispetto ad una condizione di stimolazione con stimoli concordi (condizione d). La condizione di assenza di stimolo visivo (soggetto bendato) è generalmente intermedia alle due come illustrato nell'esempio riportato in figura (condizioni a e b).

Ulteriore sviluppo del modello inter-sensoriale è stata la sua estensione al generico moto 3D in analogia al modello UNIPG; si sono utilizzate le stesse costanti caratteristiche (tab.1) introducendo, quindi, il fattore correttivo k per le accelerazioni orizzontali. Tale coefficiente è stato questa volta utilizzato in uscita al blocco **SeMo** (fig.8) come guadagno dell'accelerazione orizzontale percepita a_i^{SeMo} .

4. Conclusioni

Si può affermare in conclusione come il modello sviluppato sia un valido strumento di valutazione delle condizioni di malessere determinate da stimolazioni vestibolari (UNIPG) e visivo-vestibolari (UNIPG_{SeMo}) associate a moti generici, dimostrando inoltre di essere in grado di assolvere a tutte le finalità preposte. Per quanto riguarda il modello UNIPG l'estesa campagna di validazione condotta a partire da risultati sperimentali disponibili in letteratura ha dimostrato la sua affidabilità. Per ciò che concerne il modello UNIPG_{SeMo} questo si dimostra in grado di discriminare le diverse situazioni di interazione visivo-vestibolare ottenendo risultati in sintonia con l'esperienza comune (figg. 9, 10). L'attività di ricerca futura sarà finalizzata ad una approfondita attività di validazione teorico-sperimentale di tale modello.

Bibliografia

- [1] Forstberg J., "Motion-related comfort levels in trains", Licentiate Thesis, KTH, ISRN KTH/FKT/LA-96/41-SE, Stockholm, 1996.

- [2] Pethybridge R J. "Sea sickness incidence in royal navy ships", INM report No. 37/82. Institute of Naval Medicine, Gosport, Hants, UK, 1982.
- [3] Dobie, T.G. and May, "Airsickness During Flight Training", J.G. Report No. USAFA-TR-96-2, Proceedings of the Fifteenth Applied Behavioral Sciences Symposium, USAF Academy, Colorado Springs, CO, April 1996.
- [4] Di Zio P., Lackner J. R., "Spatial Orientation", *Adaptation and Motion Sickness in Real and Virtual Environments*, Presence, 1(3), pp. 319-328, 1992.
- [5] Kennedy R.S., Lane N.E., Berbaum K.S., Lilienthal M.G., "Simulator Sickness Questionnaire (SSQ): A new method for quantifying simulator sickness", *International Journal of Aviation Psychology*, 3(3), pp. 203-220, 1993.
- [6] Kennedy R.S., Lanham D.S., Drexler J.M., Massey C.J., Lilienthal M.G., "Cybersickness in several flight simulators and VR devices: A comparison of incidences, symptom profiles, measurement techniques and suggestions for research", in M. Slater (Ed.), *Proceedings of the Conference of the FIVE Working Group, Framework for Immersive Virtual Environments*, pp. 243-251. (ESPRIT Working Group 9122), UK, QMW University of London, 1995.
- [7] O'Hanlon J.F., McCauley M.E., "Motion Sickness Incidence as a Function of the Frequency and Acceleration of Vertical Sinusoidal Motion", *Aerospace Medicine*, 5(4), pp. 366-369, 1974.
- [8] Burns K.C., "Motion Sickness Incidence: Distribution of Time to First Emesis and Comparison of Some Complex Motion Conditions", *Aviation Space & Environmental Medicine*, 55(6):521-7, 1984.
- [9] Lawther A., Griffin M.J., "Prediction of the incidence of motion sickness from the magnitude, frequency, and duration of vertical oscillation", *Journal of the Acoustical Society of America*, 2(3), 957-966, 1987.
- [10] ISO, "Mechanical Vibration and Shock – Evaluation of Human Exposure to Whole-Body Vibrations – Part 1: General requirements, ISO 2631-1.2:1997 (E)", Geneva, 1997.
- [11] Braccesi C., Cianetti F., "Implementazione di un modello di valutazione della cinetosi in treni ad assetto variabile", *Atti del XXX Convegno Nazionale AIAS*, Alghero, 2001.
- [12] Reason J.T., Brand J.J., "Motion sickness", Academic Press, London, 1975.
- [13] Reason J.T., "Motion sickness adaptation: a neural mismatch model", *Journal of Royal Society of Medicine*, 71, 819-829, 1978.
- [14] Bles W., Bos J.E., de Graaf B., Groen E., Wertheim A.H., "Motion sickness: Only one provocative conflict ?", *Brain Research Bulletin*, 47(5):481-487, 1998.
- [15] Bos J.E., Bles W., "Modelling motion sickness and subjective vertical mismatch detailed for vertical motions", *Brain Research Bulletin*, 47(5):537-542, 1998.
- [16] Forstberg J., Kufver B., "A net dose model for development of nausea", *Proceedings of the 34th United Kingdom Group Meeting on Human Responses to Vibration*, Dunton, Essex, UK, 1999.
- [17] Golding J.F., Kerguelen M., "A comparison of the nauseogenic potential of low-frequency vertical versus horizontal linear oscillation", *Aviation Space & Environmental Medicine*, 63(6):491-7, 1992.

- [18] Golding J.F., Benson A.J., “Perceptual scaling of whole-body low frequency linear oscillatory motion”, *Aviation Space & Environmental Medicine*, 64(7):636-40, 1993.
- [19] Golding J.F., Markey H.M., “Effect of frequency of horizontal linear oscillation on motion sickness and somatogravic illusion”, *Aviation Space & Environmental Medicine*, 67(2):121-6, 1996.
- [20] Golding J.F., Finch M.I., Stott J.R., “Frequency effect of 0.35-1.0 Hz horizontal translational oscillation on motion sickness and the somatogravic illusion”, *Aviation Space & Environmental Medicine*, 68(5):396-402, 1997.
- [21] Telban R.J., Cardullo F.M., and Guo. L., “Investigation of Mathematical Models of Otolith Organs for Human Centered Motion Cueing Algorithms”, *Proc. of AIAA Modeling and Simulation Technologies Conference*, Denver, US, 2000.
- [22] Telban R.J., Cardullo F.M., “An Integrated Model of Human Motion Perception with Visual-Vestibular Interaction”, *Proc. of AIAA Modeling and Simulation Technologies Conference*, Montreal, Canada, 2001.
- [23] De Graaf B., Bos JE., Bles W., “Roll motion stimuli: Sensory conflict, perceptual weighting and motion sickness”, *Brain Research Bulletin*, 47(5):489-495, 1998.
- [24] Griffin M.J., Mills K.L., “Effect of Frequency and Direction of Horizontal Oscillation on Motion Sickness”, *Aviation Space & Environmental Medicine*, 73(6):537-43, 2002.
- [25] Griffin M.J., Mills K.L., “Effect of Magnitude and Direction of Horizontal Oscillation on Motion Sickness”, *Aviation Space & Environmental Medicine*, 73(7):640-6, 2002.
- [26] Dauton N.G., Fox, R.A. “Motion sickness elicited by passive rotation in squirrel monkeys”, in *Vestibular and Visual Control on Posture and Locomotor Equilibrium* (ed. M. Igarashi and O. F. Black), pp. 164–169, Seventh Int. Symp. Int. Soc. Posturography, Houston, Texas, 1985.
- [27] Lackner, J.R., Graybiel, A. “Head Movements Elicit Motion Sickness During Exposure to Microgravity and Macrogravity Acceleration Levels”, *Proceedings of the VII International Symposium: Vestibular and Visual Control on Posture and Locomotor Equilibrium*, Basel, Karger, 1985.
- [28] DiZio, P., Lackner, J.R., “Spatial orientation, adaptation and motion sickness in real and virtual environments”, *Presence*, 1(3):319-328, 1992.
- [29] Parker D.E., Duh B.L., Furness T.A.III, “Self-motion system frequency response: implications for cybersickness”. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 72(3), 293, 2001.
- [30] Zacharias G.L., “Motion Sensation Dependence on Visual and Vestibular Cues”, Ph. D. Thesis, Massachusetts Institute of Technology, Department of Aeronautics and Astronautics, 1977.
- [31] Young L.R., “Visually induced motion in flight simulation”, *Proceedings of AGARD Symposium on Flight Simulation*, Brussels, Belgium, 1978.
- [32] Borah J, Young L.R., Curry R.E., “Optimal Estimator Model for Human Spatial Orientation: Representation of Three-Dimensional Space in the Vestibular, Oculomotor and Visual System”, *Annals of the New York Academy of Science*; 545:51-73, 1988.
- [33] Van der Steen, H., “*Self-Motion Perception*”, Ph.D. Thesis, Delft University of Technology: Delft, The Netherlands, 1988.