



HAL
open science

Étude du comportement statique du bassin osseux soumis à des efforts latéraux

Hervé Guillemot

► **To cite this version:**

Hervé Guillemot. Étude du comportement statique du bassin osseux soumis à des efforts latéraux. Sciences du Vivant [q-bio]. 1992. dumas-02959850

HAL Id: dumas-02959850

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-02959850v1>

Submitted on 7 Oct 2020

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

UNIVERSITE PARIS VAL DE MARNE
FACULTE DE MEDECINE PITIE SALPETRIERE

ECOLE NATIONALE SUPERIEURE
DES ARTS ET METIERS

DIPLOME D'ETUDES APPROFONDIES
GENIE BIOLOGIQUE ET MEDICAL
OPTION BIOMECHANIQUE

MEMOIRE

LABORATOIRE DE BIOMECHANIQUE
École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers
11511, Boulevard de l'Hôpital
F - 75013 PARIS

ETUDE DU COMPORTEMENT STATIQUE DU BASSIN OSSEUX SOU MIS A DES EFFORTS LATERAUX

LABORATOIRE DE BIOMECHANIQUE DE L'ENSAM

Auteur :
Hervé GUILLEMOT

Directeur du Mémoire :
Wafa SKALLI

Année Universitaire 1991-1992

REMERCIEMENTS

Tout d'abord une pensée respectueuse au Service du Don des Corps et à ceux qui par leur générosité contribuent aux progrès de la médecine et de la science.

A Monsieur le Professeur C. GOT (Hôpital A. PARE - Boulogne-Billancourt) : qui a su rester disponible pour me conseiller tout au long de cette étude.

A Monsieur le Professeur F. LAVASTE : qui m'a accueilli dans son laboratoire et a permis la réalisation de ces essais.

A Madame W. SKALLI : qui a accepté de diriger ce travail.

A Monsieur J.Y. LE COZ : qui a bien voulu croire en mes motivations et m'a encouragé dans cette voie.

A Monsieur F. RENAUDIN (Ing. A et M) : pour son aide dans la réalisation pratique des expérimentations.

A Monsieur C. KERZREHO : qui a réalisé le programme de traitement des données informatiques.

Ainsi que l'ensemble du laboratoire qui m'a réservé un accueil chaleureux.

LABORATOIRE DE BIOMÉCANIQUE
École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers
151, Boulevard de l'Hôpital
F - 75013 PARIS

OBJECTIFS

justification de l'étude

Durant les quinze dernières années, les progrès réalisés dans le domaine de la prévention des accidents de la route ont permis l'économie de nombreuses vies.

Les améliorations proposées par les constructeurs, parmi lesquelles le développement de systèmes de retenue et l'optimisation de la structure des véhicules, ont apporté un réel bénéfice, tout particulièrement dans le choc frontal, alors que cette configuration reste la plus fréquente (60% environ) des accidents corporels; F.Hartemann(13) cite le chiffre de 47,4% des accidents mortels.

configurations de chocs	distribution (%)
Frontal	47,4
latéral	30,4
arrière	1,5
retournement	13,5
inclassable	7,2

TABLEAU 1 - distribution(%) des 1400 accidents mortels concernant les voitures particulières en France. (avril, mai, juin 1980) - d'après F.Hartemann

Parrallèlement, les chocs latéraux arrivent en second par ordre de fréquence, avec 15 à 20% des accidents graves ou mortels selon EEVC Working Group(10)... Cette même étude souligne que les collisions avec impact latéral sont plus dangereuses que les autres configurations de chocs; leur gravité est en effet particulièrement importante, puisque, dans les quatre pays concernés par ces statistiques (ex-RFA, Royaume-Uni, Italie, France), ils représentent à eux seuls 25 à 30% des accidents graves ou mortels (21,6 à 31,2% selon EEVC). F.Hartemann, quant à lui, parle de 30,4% des accidents mortels (Cf.tableau 1).

Les traumatismes consécutifs au choc latéral ont un mécanisme d'apparition bien spécifique. La ceinture de

sécurité, particulièrement efficace en choc frontal, limite certes l'éjection des occupants lors d'un impact latéral. Mais les lésions sont pour la plupart la conséquence directe de la déformation de la structure du véhicule, en l'occurrence les portières et les montants de portes. Sont concernés le plus fréquemment les occupants assis du côté du choc, où le risque d'être blessé est le double du côté opposé au choc; pour les lésions de modérées à mortelles (AIS 2 à 4)*, la fréquence côté impacté est de 28%, contre 15,2% du côté non impacté. Les chiffres sont respectivement 10,4% et 4,5% pour les accidents graves ou mortels (AIS 4 à 6)*(10)

**L'AIS (Abreviated Injury Scale) est une échelle de gravité des lésions corporelles élaborée par l'American Association for Automotive Medicine. Elle sert à uniformiser la cotation des lésions sur le plan international. Elle s'établit ainsi: 1=mineure; 2=modérée; 3=sérieuse; 4=sévère; 5=critique; 6=mortelle.*

	AIS 2 - 6	AIS 4-6
OCCUPANT COTE CHOC	28,0%	10,4%
OCCUPANT OPPOSE AU CHOC	15,2%	4,5%

Tableau 2 - comparaison entre blessés graves et modérés, selon leur position par rapport au choc.

Conclusion: Il y a donc deux fois plus de risque d'être blessé, blessé gravement, ou tué du côté impacté.

La répartition des différentes lésions chez les occupants assis du côté impacté, et ayant subi un score AIS≥2 est résumée dans le tableau suivant. On note d'emblée que les traumatismes du bassin sont retrouvés dans environ 18% des lésions importantes.

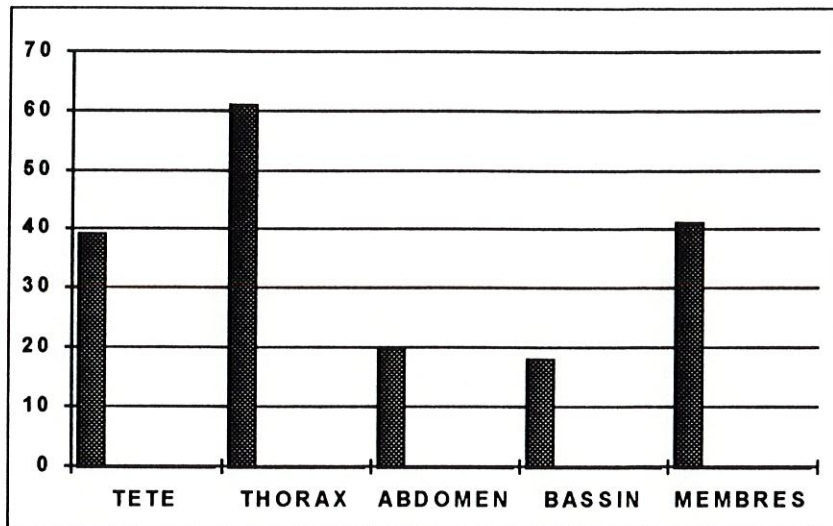


Tableau 3

Le pourcentage relatif des lésions en fonction de leur localisation et de leur gravité est reportée sur le tableau 4:

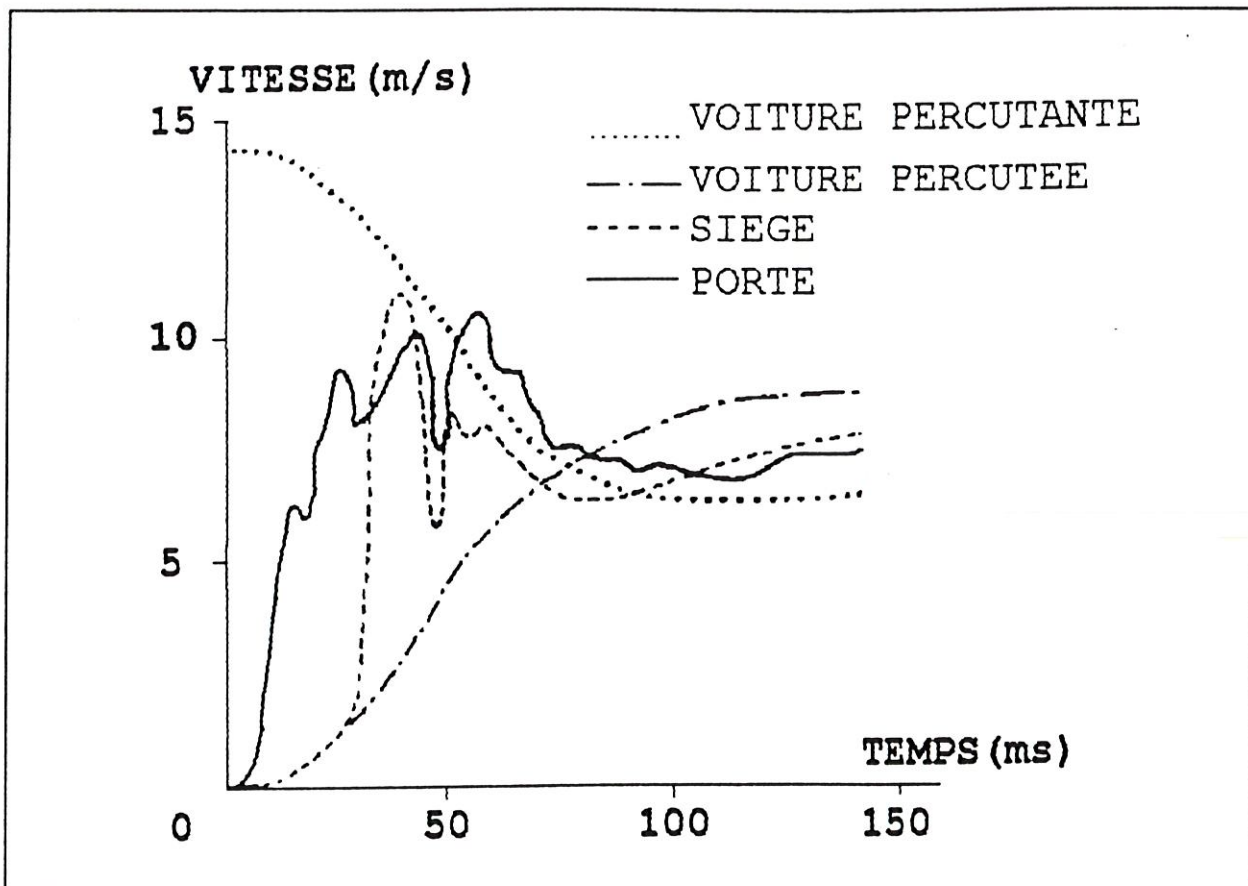
	AIS 2-6	AIS 4-6
TETE	22%	24%
THORAX	34%	44%
ABDOMEN	11%	24%
PELVIS	10%	4%
MEMBRES	23%	4%
	100%	100%

Conclusion: 10% des accidentés lors d'un choc latéral présentent un traumatisme du bassin. Les fractures du bassin sont présentes dans 18% des cas. Par ailleurs, le risque d'apparition de ces lésions est plus important du côté impacté. Une étude bi-disciplinaire médecin-ingénieur(6) corroborait ces constatations. Sur 14 traumatisés du bassin impliqués dans un choc latéral, 10 étaient assis du côté du choc.

mécanisme lésionnel

Dans ce type de configuration, les lésions observées sont, comme on l'a vu plus haut, la conséquence directe de la déformation de la structure latérale du véhicule heurté, sous l'effet du véhicule impactant.

Dans un choc latéral impliquant l'habitacle, Mr Césari (3 et 4) démontre que l'occupant assis du côté du choc sera heurté par la structure latérale pénétrant dans l'habitacle alors qu'il est encore sur son siège et sera accéléré vers le côté opposé du véhicule, avant que la vitesse du véhicule ne commence à changer de façon importante. La figure suivante (tableau 5) montre les variations de vitesse, en fonction du temps, de la portière, du siège de l'occupant, des véhicules heurtant et heurté.



Selon Mr Césari, le paramètre le plus directement lié à la gravité en choc latéral, est la vitesse de la paroi du véhicule heurté, au moment du contact avec son occupant.

Le bassin, lui, subit ces efforts par deux zones osseuses sous-cutanées, l'aile iliaque d'une part, le cotyle par l'intermédiaire de la tête fémorale, du col et du grand trochanter, d'autre part. Les fractures les plus fréquemment constatées en traumatologie intéressent les branches ilio et ischio-pubiennes homolatérales au choc, parfois isolées (1er degré), parfois associées à une fracture de la partie

postérieure de l'aile iliaque (2e degré - fracture de Malgaigne). Lorsque la violence du choc est élevée, on peut constater également les fractures des branches contralatérales(6)

En pratique, ces lésions par compression latérale représentent 60 à 70% des fractures du bassin extracotyloïdiennes(8 et 9).

modélisation

L'importance relative des lésions pelviennes, leur gravité, le mécanisme particulier du choc latéral font du bassin une cible prioritaire pour la modélisation, applicable ensuite dans les simulations de crashes automobiles.

La modélisation a pour but d'étudier le comportement mécanique d'une structure dans un environnement donné, structure que l'on soumet en certains points, soit à des efforts, soit à des conditions de déplacement imposées.

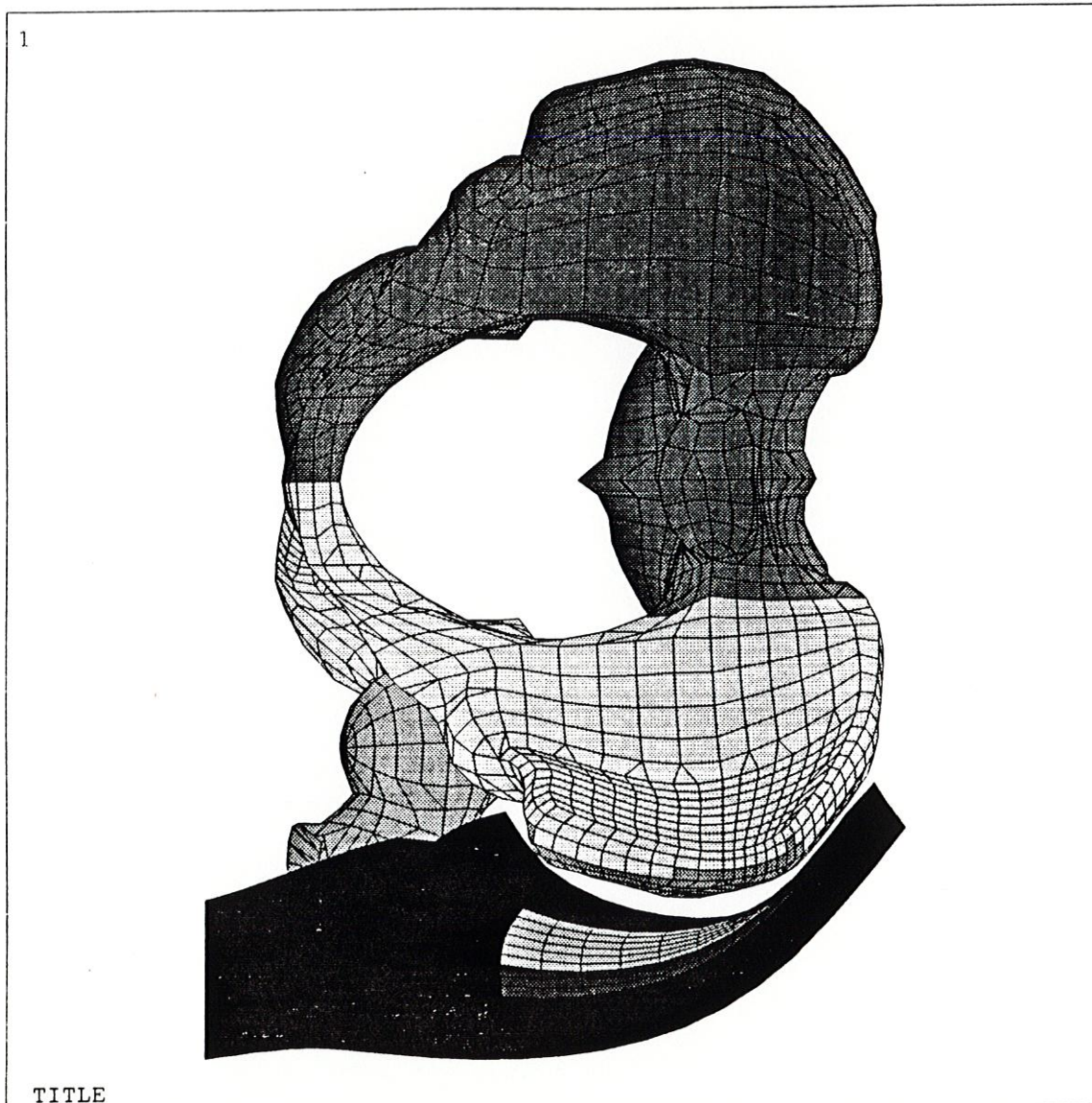
Le modèle est un objet, réel ou virtuel, qui sert d'imitation au phénomène que l'on veut étudier; c'est une structure formalisée, utilisée pour rendre compte d'un ensemble de phénomènes qui possèdent entre eux certaines relations.

Actuellement F.Renaudin réalise, au Laboratoire de Biomécanique de l'ENSAM, dans le cadre de sa thèse et d'un contrat MRE, un modèle éléments finis de bassin. A terme, ce modèle, étudié en collaboration avec l'APR et l'INRETS, sera intégré dans une modélisation complète de l'être humain, utilisable dans les simulations de crashes automobiles.

Cette modélisation débute par une étape géométrique, qui consiste à saisir, à l'aide d'un palpeur (appareil à numériser 3 axes), le volume de la structure osseuse, à partir d'un moulage. Dans le cas présent, il s'agit du 50^e percentile des travaux de Mr Reynolds, qui a publié une étude statistique portant sur la géométrie de 3000 os de bassins de Nord-Américains(19).

L'étape suivante passe par la discrétisation, ou maillage, c'est à dire la décomposition de la structure en un nombre fini de sous-structures simples, les éléments. Dans ce cas précis, l'os du bassin est maillé en éléments "coque" à quatre nœuds (fig. 6). Les caractéristiques mécaniques sont ensuite attribuées aux éléments. Le code de calcul RADIOSS, auquel on intègre ce modèle "éléments finis", doit assurer la bonne simulation du comportement global du bassin, ainsi que la détermination des zones les plus sollicitées sur la structure osseuse.

figure 6



validation

Pour être utilisables, ces modélisations biomécaniques doivent être impérativement validées par une étude expérimentale visant à vérifier la fiabilité et la cohérence des résultats obtenus par le calcul.

C'est pourquoi, l'objectif principal, et qui est à l'origine de cette étude, est l'étude du comportement de la structure osseuse du bassin, soumise à des efforts strictement latéraux. Cette expérimentation constitue un des volets de la validation en statique de ce modèle éléments finis.

Parallèlement à l'objectif principal, on s'est efforcé d'établir certains paramètres caractéristiques du comportement mécanique de la structure, dans ce type particulier de mise en charge, sans essayer pour autant d'en retirer des lois générales de comportement. Ces paramètres sont:

Seuils de fractures, tant en effort appliqués, qu'en déplacements imposés.

Rigidités, ou mieux "pseudo-rigidités" de la structure dans ce type de mise en charge, exprimées par la pente de la courbe effort/déplacement général.

Ensuite, on se propose de comparer entre elles, les déformations en différents points choisis sur la structure, en fonction des plus grands risques de fracture.

Enfin, on tentera de mettre en évidence le caractère visco-élastique de l'os, en pratiquant des essais à des vitesses de chargement différentes.

MATERIELS ET METHODES

série expérimentée

5 bassins ont été expérimentés dans la période du 8/3 au 11/4/92; il s'agissait de sujets masculins exclusivement, sans antécédant pouvant interférer avec la résistance osseuse. Leurs âges, tailles et poids sont reportés dans le tableau suivant.

Tableau 7

N°	1	2	3	4	5
AGE (ans)	63	?	57	61	70
POIDS (kg)	66	?	72	?	77
TAILLE (cm)	163	?	174	?	175
CONSERV°	+4°C	CONGELAT°	+4°C	+4°C	+4°C

Les bassins sont prélevées au service du don du corps de la Faculté des Saints-Pères, au maximum 48 heures après le décès, et conservés à +4°C, dans une enveloppe étanche.

Avant réception au Laboratoire de Biomécanique, chaque bassin est acheminé au laboratoire CARIC-PEROUSE à Orsay, afin de le soumettre à une radio-stérilisation par faisceaux d'électrons de haute énergie (10 MeV). Ce procédé, réalisé par l'accélérateur d'électrons CIRCE II, s'effectue toujours sous enveloppe étanche, et ne s'accompagne ni de rémanence, ni d'augmentation de température selon le laboratoire CARIC, bien que nous ayons pu constater une tiédeur de l'emballage après traitement. Le bassin est alors rapporté au laboratoire ENSAM, où il est à nouveau stocké à +4°C.

Au début de la manipulation, le bassin est préalablement pesé, puis les différentes mesures anatomiques suivantes sont effectuées:

Mesure du détroit supérieur:

*diamètre maximal transverse (D.T.M.): dimension transversale maximale du détroit supérieur.

*diamètre promonto-sus-pubien (D.P.S.P.): diamètre antéro-postérieur.

*diamètre oblique (D.O): distance entre l'extrémité inférieure de l'aileron du sacrum et le milieu de la ligne arquée du côté opposé.

Mesure du détroit inférieur:

*diamètre bi-ischiatique (D.B.I.): distance transversale entre les deux ischions

*diamètre pubo-coccygien (D.P.C): distance entre la pointe du coccyx et le bord inférieur du pubis, sans récliner le coccyx vers l'arrière (laxité naturelle de l'articulation sacro-coccygienne)

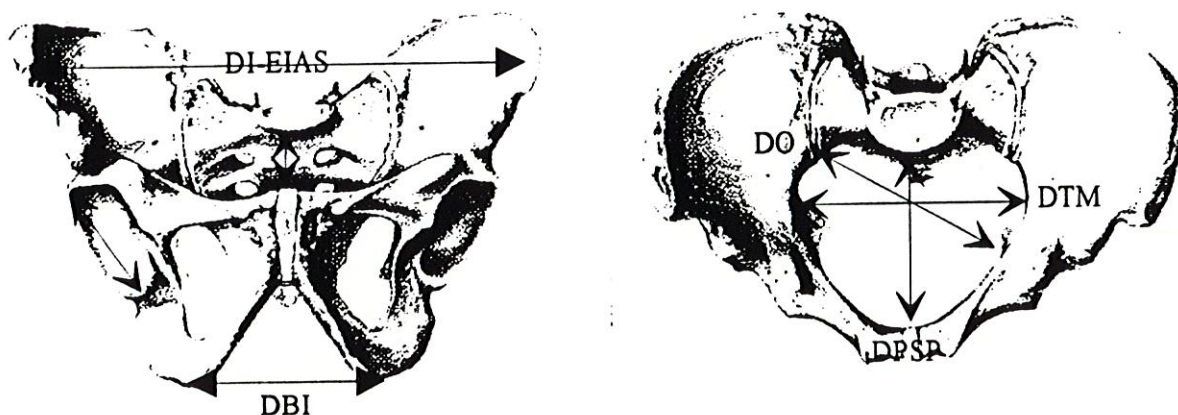
Autres mesures:

*distance transversale entre les deux épines iliaques antéro-supérieures (EIAS): D.I.EIAS

*mesure du diamètre du cotyle dans plusieurs directions:
Øcotyle.

Ces différentes mesures sont reportées sur le schéma suivant.

figure 8



L'ensemble de ces mesures est résumé dans le tableau suivant, numéroté pour chaque bassin.

	1	2	3	4	5
poids	1255	1865	1600	1220	1480
D.T.M.	125	123	136	143	133
D.P.S.P.	138	112	109	108	113
D.O.	112	125	130	137	125
D.B.I.	102	102	112	124	127
D.P.C.	88	95	104*	71	93
D.I.EIAS	?	265	249	258	251
Ø COTYLE	47	54	44	50,4	52

Tableau 9 - relevé morphométrique des 5 bassins; *absence de coccyx

méthode utilisée - description du protocole

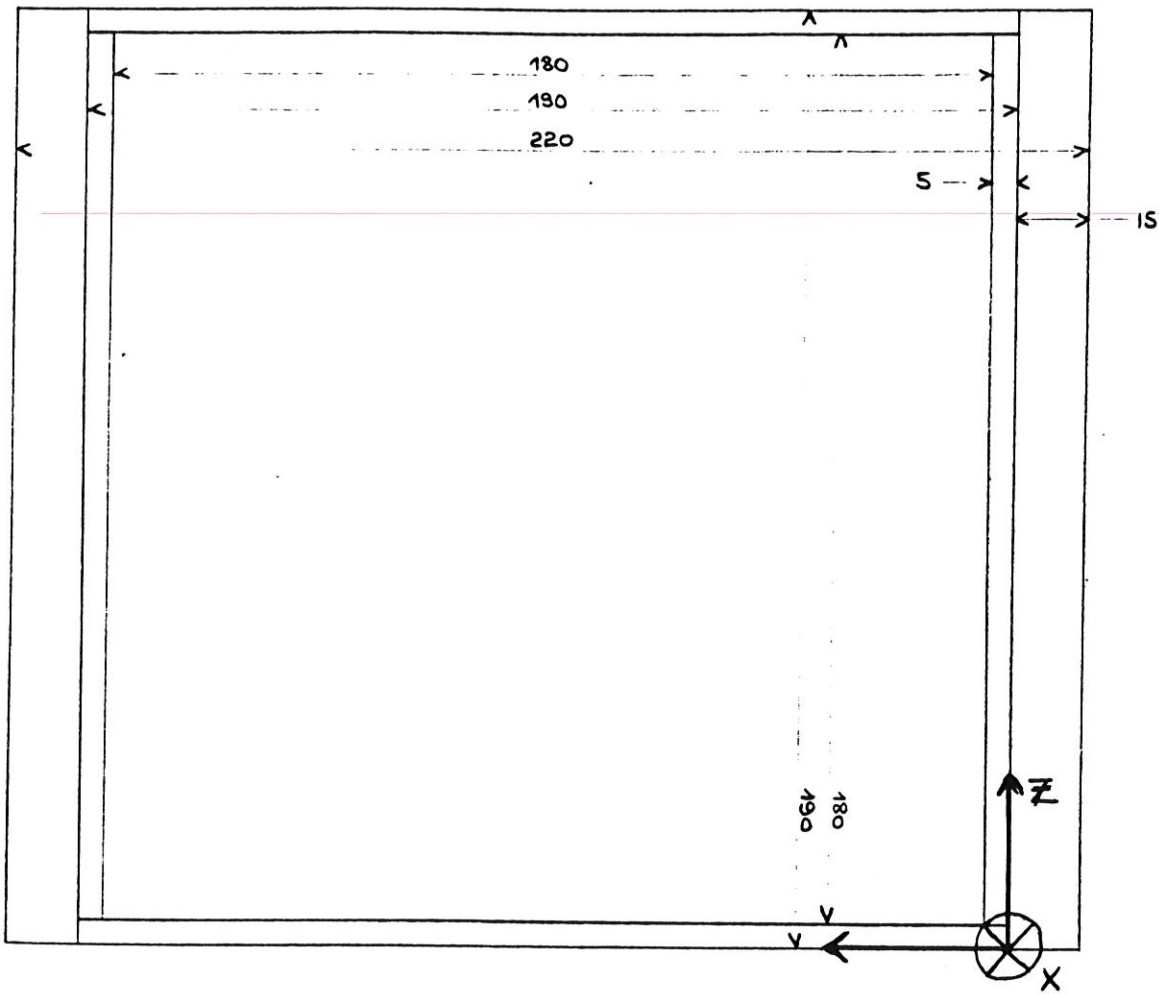
Elle requiert un positionnement particulièrement spécifique du bassin, assurant une immobilisation stable, permettant une mise en charge fiable, et ce, grâce à des repères anatomiques facilement reproductibles d'un essai à l'autre.

positionnement et immobilisation

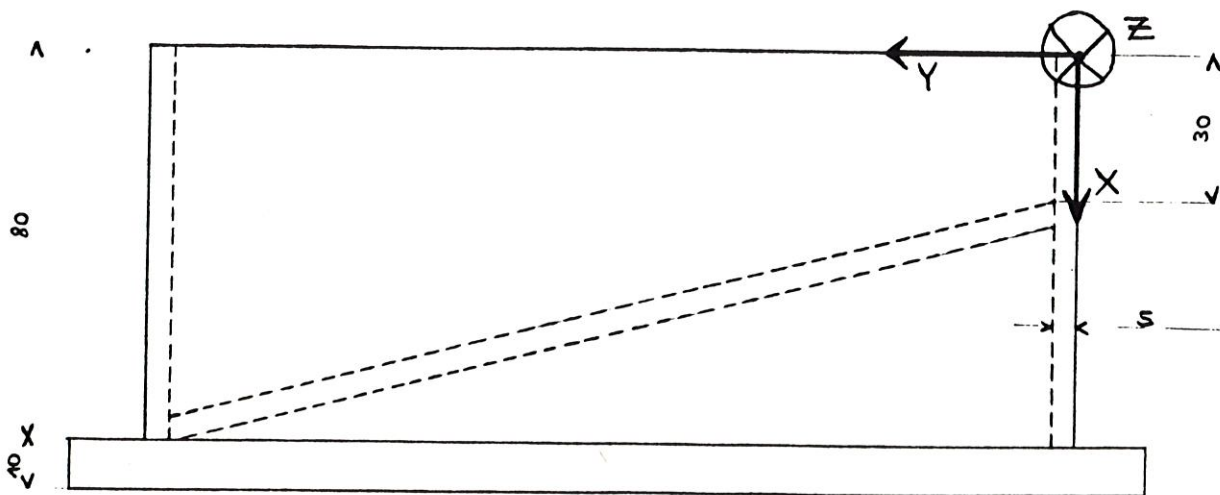
La complexité géométrique des os du bassin rend délicate toute immobilisation, dans la mesure où le système devra stabiliser le bassin de façon efficace pendant l'application de la charge, en s'efforçant de respecter la mobilité d'une grande partie de la structure osseuse. On devra fixer des conditions aux limites très précisément définies, de façon à pouvoir être intégrées dans le modèle. De plus, la position d'immobilisation devra être aisément reproductible d'un essai à l'autre, grâce à des repères anatomiques facilement repérables.

On choisit pour cela l'immobilisation du bassin dans un petit container métallique (schéma 10 page suivante). Le bassin y est positionné sur son côté gauche, pour assurer une meilleure stabilité lors de la mise en charge. Le fond du container est incliné pour s'adapter à l'orientation naturelle de l'aile iliaque, et limiter le volume du matériau nécessaire

Schéma 10



CONTAINER
Vue supérieure



CONTAINER
Vue latérale

à l'immobilisation. Un repère orthonormé est rattaché à ce container: X vertical, dans le sens du chargement; le plan Y,Z parallèle au plan supérieur d'encastrement, et dont l'orientation est donnée sur le schéma 10.

La position du bassin dans l'espace par rapport à ce repère a été définie par une droite, appelée Δ , passant par le sommet des deux épines iliaques antéro-supérieures (EIAS), et orientée selon X. Pour les besoins de l'expérience, cette droite est matérialisée par un fil tendu entre les deux EIAS. C'est la verticalité de cette droite Δ , vérifiée par un fil à plomb, par rapport au plan de travail horizontal sur lequel repose le support, qui assure la position du bassin. Autour de X, la ligne promonto-sus-pubienne fait un angle de $+45^\circ$ avec l'axe Z.

Enfin, le plan passant par le niveau supérieur d'encastrement doit affleurer le bord externe de la tubérosité ischiatique gauche.

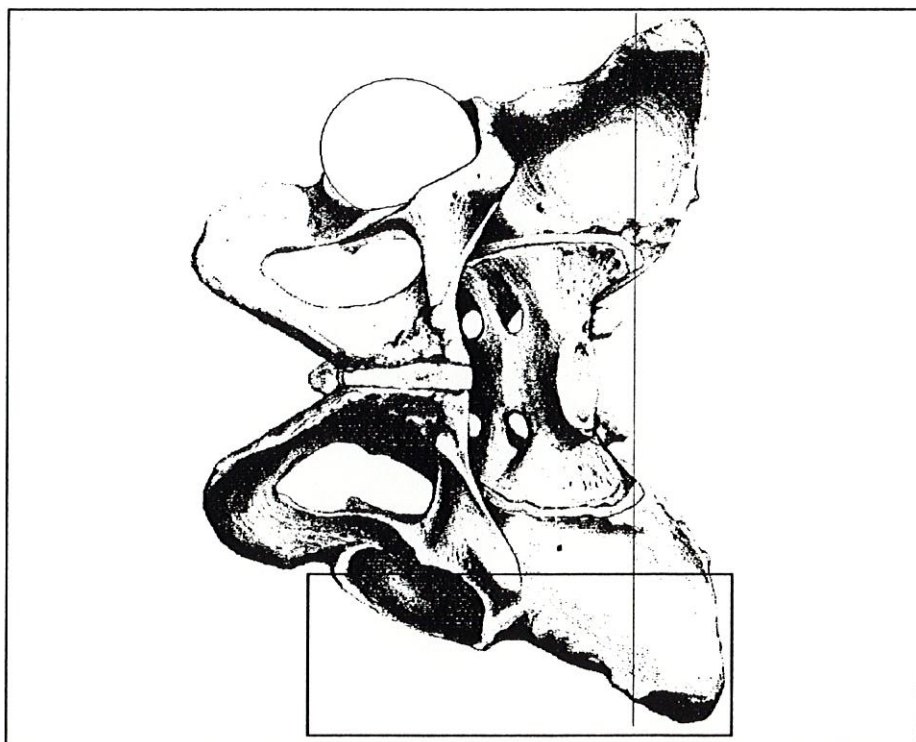


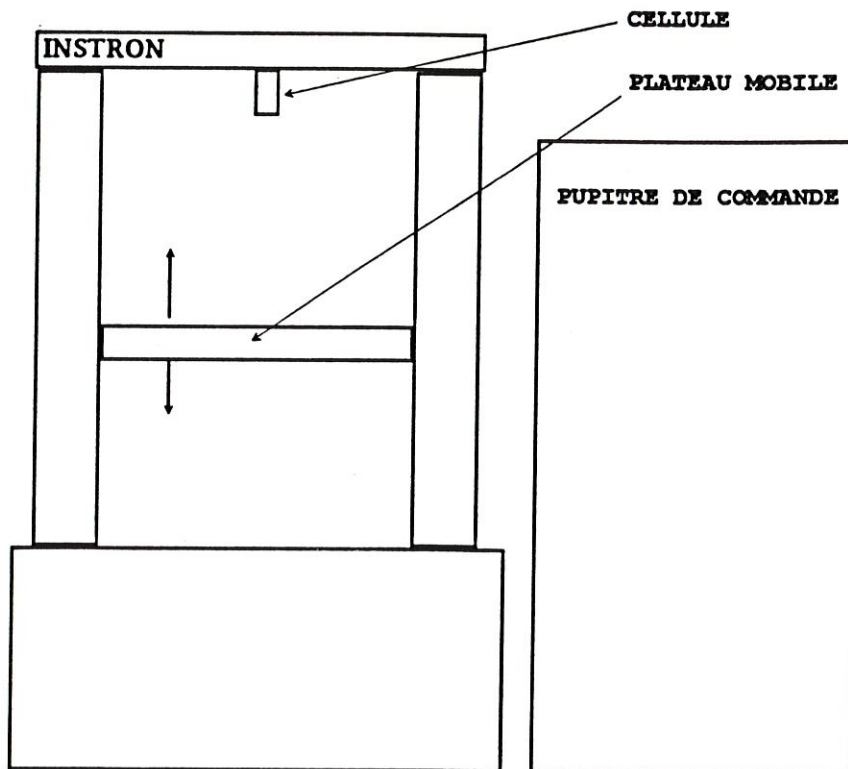
FIGURE 11 VUE SCHEMATISEE DU BASSIN EN POSITION DE MISE EN CHARGE, AVEC LE SOCLE, LA BILLE, ET LA DROITE DELTA

ystème de mise en charge

L'anatomie bien particulière du pelvis a nécessité la mise au point d'un système de mise en charge original.

Cette mise en charge se fera à l'aide de la machine d'essais Instron® du Laboratoire de Biomécanique. Cette machine est composée d'une partie supérieure fixe comprenant une cellule de force (10T), qui transmet à la chaîne d'acquisition des valeurs positives (traction) ou négatives (compression). La partie inférieure, mobile, est constituée d'un plateau où repose le matériel à tester, et dont les vitesses de montée ou de descente s'échelonnent de 1 à 500 mm/min.

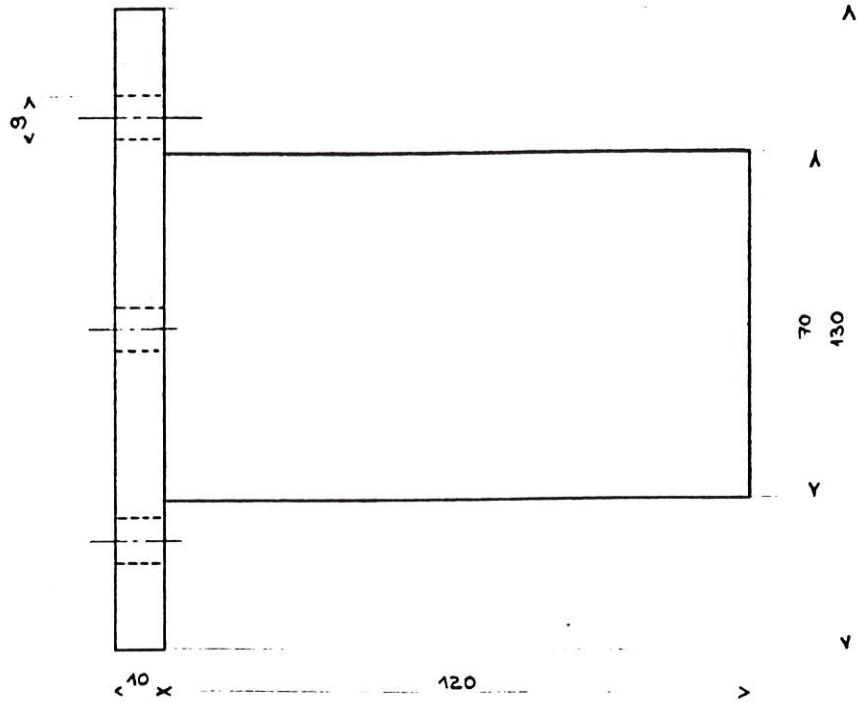
Figure 12: schéma de la machine d'essai



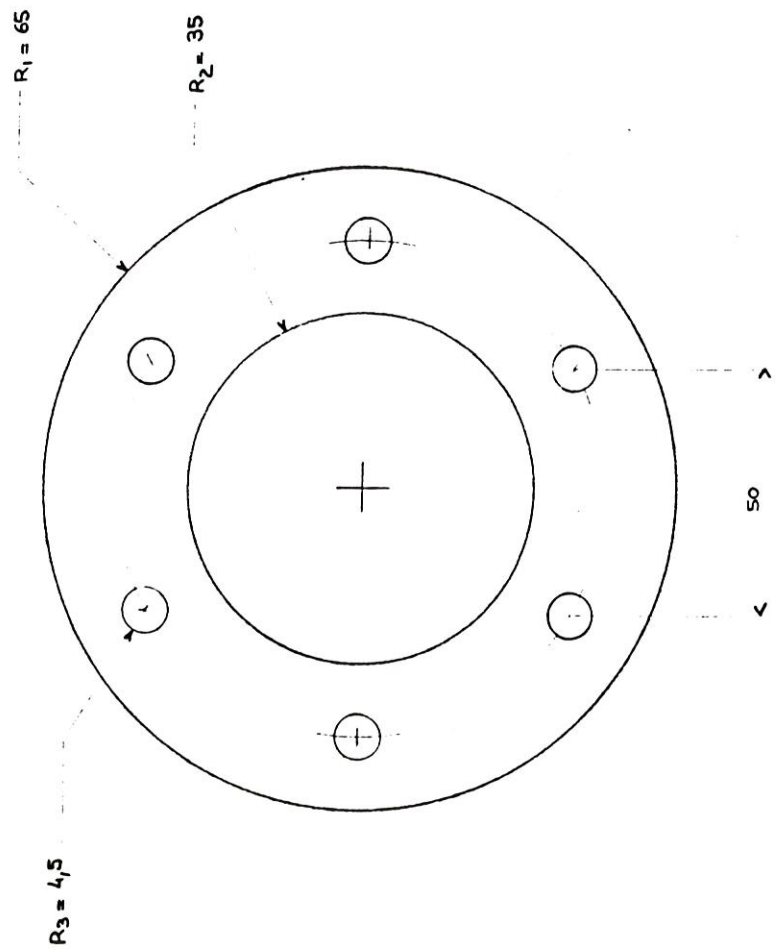
Le chargement s'effectuera d'abord sur l'aile iliaque, ensuite sur le cotyle.

Les efforts sur l'aile iliaque seront appliqués par l'intermédiaire d'un cylindre métallique suspendu à la partie

IMPACTEUR
vue latérale



IMPACTEUR
vue inférieure



(Distances en mm)

supérieure de la machine d'essais, qui viendra appuyer latéralement sur la crête iliaque.

Cette mise en charge, progressive et lente, avec un maximum fixé à 50 daN, s'effectuera à la vitesse de 1 mm/min, et ce, pour rester en deçà de la fracture.

La transmission des efforts sur le cotyle est plus problématique, parce qu'il est difficile d'en maîtriser l'application via le grand trochanter, le col, la tête fémorale. C'est pourquoi on choisit en définitive la solution d'une bille métallique placée dans le cotyle, calibrée sur le diamètre de celui-ci. Le cylindre utilisé pour l'aile iliaque pourra être alors mis en appui sur la bille. Ceci permettra d'abord une meilleure répartition des efforts sur l'ensemble de la surface du cotyle et autorisera les mouvements omnidirectionnels de la structure osseuse lors de la mise en charge, grâce au contact ponctuel sphère sur plan.

Dans cette configuration, les essais débutent là aussi par une mise en charge avec un maximum à 50 daN, avec un premier essai à la vitesse de 1 mm/min. Puis, lors de quatre essais successifs, avec des vitesses de chargement différentes (1, 5, 10, 50 mm/min), on s'efforcera de mettre en évidence le caractère visco-élastique de la structure.

En dernier lieu, on pratiquera un essai à 1 mm/min allant jusqu'à fracture, et l'on obtiendra les valeurs maximales d'effort et de compression latérales applicables à chaque bassin.

sites de mesures

Plusieurs types d'informations seront recueillies au cours de ces essais.

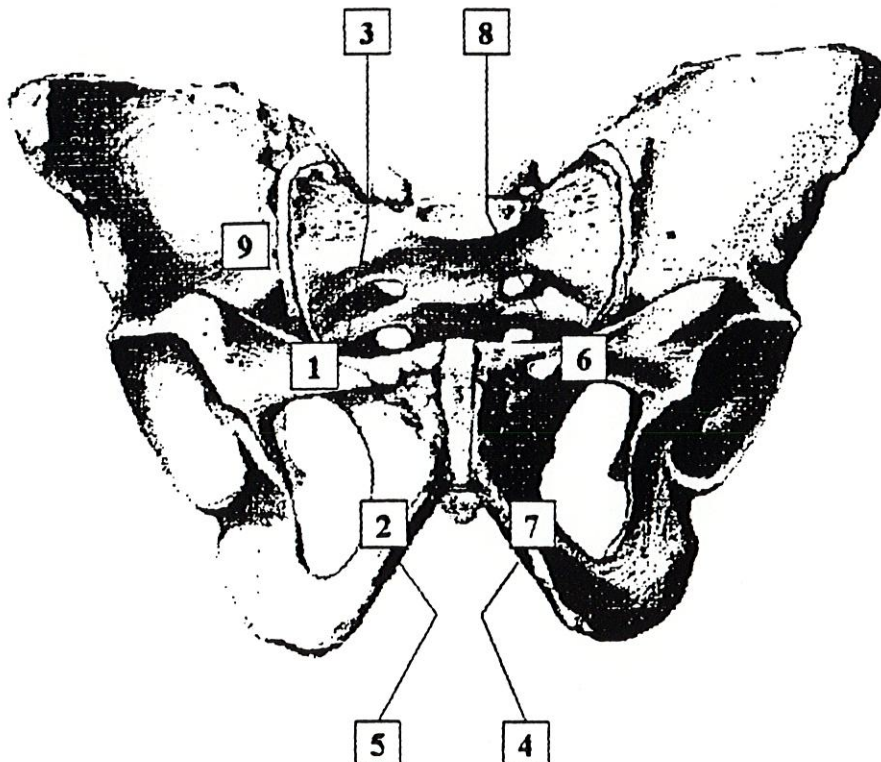
mesure de l'effort appliqué, par l'intermédiaire du capteur d'effort de la machine d'essais.

mesure des déformations ponctuelles

Huit jauges de déformations "Vishay MM", sont collées au niveau des faces endo- et exopelviennes des branches ilio et ischio-pubiennes droites et gauches. Une 9^e jauge est collée à la face endo-pelvienne de l'os iliaque droit, à 1 cm en dehors de l'articulation sacro-iliaque, 2 cm au dessus de la ligne arquée. (Cf. figure 14). Ces sites ont été retenus, compte tenu de la localisation habituelle des fractures.

Les jauges utilisées sont des jauges unidirectionnelles, de marque Vishay-MM, référence CEA-13-125UN-120, avec un coefficient de jauge égal à $2,11 \pm 0,5\%$ (à 24°C), et une résistance de $120\Omega \pm 0,3\%$ (à 24°C).

Figure 14



mesures des déplacements de la structure

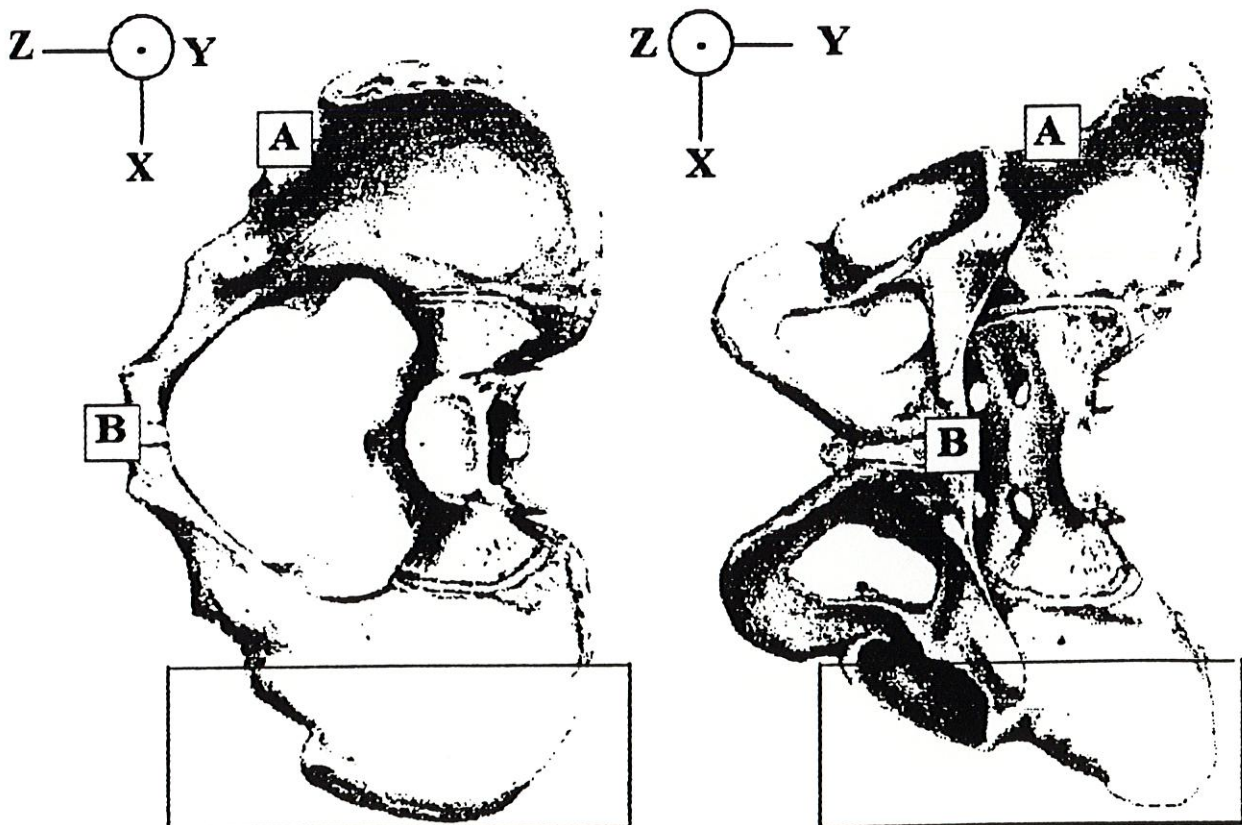
Trois capteurs de déplacement sont positionnés selon le repère orthonormé, sur chacun des deux points suivants (cf. figure 15):

■ "A" au niveau de l'épine iliaque antéro-inférieure droite, et qui représente un point proche de la mise en charge.

■ "B" situé au bord supérieur de la symphyse pubienne.

Ces deux points sont matérialisés par de petits cubes métalliques de 1 cm d'arête, vissés dans l'os. Les capteurs de déplacements seront ensuite pointés sur ces points, selon le repère orthonormé déjà décrit. L'utilisation de ces cubes est susceptible d'induire une erreur de mesure, en particulier si les points "A" et "B" subissent des rotations. Avec 10 mm d'arête, et tenant compte des valeurs maximales de déplacements enregistrées (6 mm), on peut calculer un risque d'erreur de l'ordre de 3,3%. Cette erreur pourra être réduite pour les expérimentations futures par l'utilisation de sphères.

figure 15



L'ensemble os et socle est placé ensuite sur le plateau mobile de la machine d'essais "Instron". Les jauges de déformations, les capteurs de déplacements et d'effort sont connectés à une chaîne d'acquisition de données "Orion". Les données sont enregistrées et traitées par micro-ordinateur.

Une première simulation par le modèle a reproduit les conditions expérimentales des essais; elle a permis, ainsi que les mises en charge du premier bassin, de vérifier la faisabilité du protocole. Par ailleurs, les capteurs de déplacements (potentiomètres linéaires) ont été étalonnés dans un essai unique, destiné à authentifier la conversion D.D.P.-déplacement (1 V = 5 mm).

procédure

positionnement et immobilisation

Les caractéristiques morphologiques énumérées au chapitre "protocole" ayant été relevées, on vérifie si le positionnement du bassin dans le container est compatible avec la verticalité de la droite Δ . L'horizontalité du plan de travail est contrôlée par un niveau à eau; puis, le bassin étant maintenu, on s'assure de la verticalité de Δ par un fil à plomb;

On procède ensuite à l'immobilisation du bassin; celui-ci sera maintenu dans la cuve grâce au Cerrobend[®], alliage de métaux, à bas point de fusion (< 60°C); après avoir fait fondre les lingots métalliques au bain-marie, on verse le Cerrobend[®] dans le container où ont été placées de petites masses métalliques, à la fois pour combler les espaces inoccupés, mais aussi pour diminuer l'inertie thermique et accélérer le refroidissement de l'ensemble.

Le bassin est maintenu verticalement pendant l'opération par un aide; on procède ainsi par couches successives, jusqu'au niveau établi dans le protocole; on vérifie qu'il existe une distance suffisante entre le niveau supérieur du métal et la tubérosité ischiatique gauche, susceptible de participer aux

déformations de l'ensemble.

En final, on contrôle l'immobilisation en bonne position par la verticalité de Δ .

préparation des surfaces

Les zones d'implantation des jauges sont repérées selon le protocole.

Pour chacune des zones, on procède à un déperiostage localisé et soigneux au bistouri, en dégagant juste la surface nécessaire au collage. L'os mis à nu, on dégraisse méticuleusement cette zone à l'aide d'éther. L'opération est répétée pour chaque site de mesure. Les jauges sont collées sur la surface osseuse déperiostée par la Cyanolyt® (cyanoacrylate).

mise en place

L'ensemble os-socle d'immobilisation est alors vissé sur le plateau de la machine d'essais, pour empêcher tout mouvement parasite lors de l'essai. Les jauges de déformations sont ensuite câblées, via un connecteur, vers la chaîne Orion. Les capteurs de déplacement sont orientés et pointés sur les points "A" et "B". Les essais successifs décrits au chapitre protocole peuvent alors commencer.

Nota: Pendant toute la durée de l'expérimentation, le bassin subit régulièrement des pulvérisations de sérum salé isotonique, pour éviter sa dessiccation.

La température ambiante est régulièrement contrôlée, et se situe aux alentours de 20°C.

PRINCIPAUX RESULTATS

présentation des résultats

Les valeurs recueillies au cours des essais ont été exprimées sous forme de courbes et de seuils. Pour chaque essai, on obtient six graphiques rassemblant seize courbes:

■ Courbe des efforts appliqués en fonction du temps. Elle n'a l'intérêt que de décrire la chronologie de l'essai, et, dans les essais allant jusqu'à la fracture, de montrer l'effort maximal appliqué.

■ Courbes des déplacements dans l'espace (selon les 3 axes X, Y et Z) des points pré définis "A" et "B", et ce, en fonction de l'effort appliqué. Par commodité, les courbes rapportant X(A), Y(A), Z(A) sont rassemblées sur un même graphique, celles représentant X(B), Y(B), Z(B) sur un autre tableau.

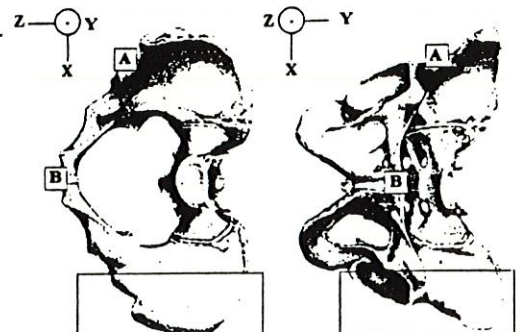
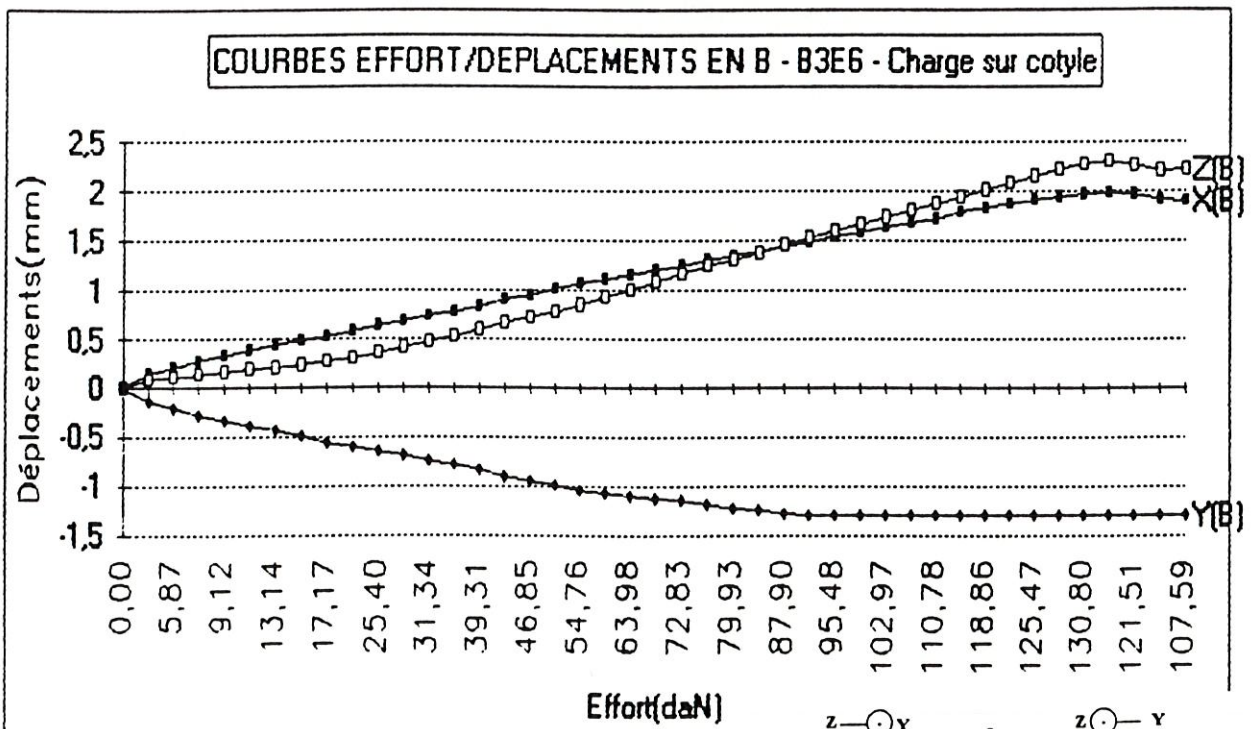
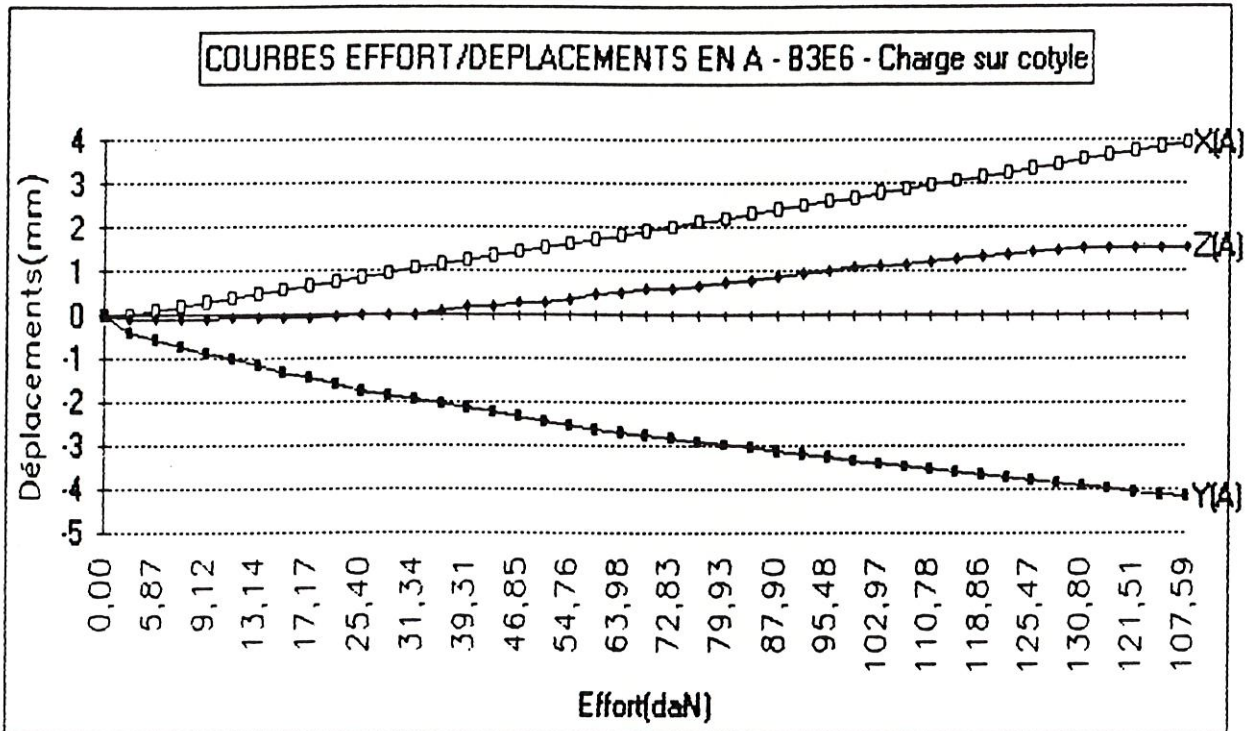
■ Courbe des déformations des points où sont implantées les jauges, en fonction de l'effort. Par souci de clarté, 3 graphes sont tracés pour chaque essai. Le premier représente les valeurs des jauges ischio et ilio-pubiennes droites, le deuxième les valeurs recueillis au niveau des branches gauches, le troisième rapporte isolément les déformations enregistrées par la jauge iliaque.

Enfin, les valeurs fracturaires, en effort max. et déflexion max. sont rassemblées de façon synthétique dans un tableau. Les rigidités, calculées lors des essais sur le cotyle et sur l'aile iliaque, seront elles aussi reportées dans le même tableau.

analyse et comparaison des déplacements entre point de chargement (A) et symphyse pubienne (B)

essais sur cotyle

Figures 16 & 17



Les courbes présentées font état, en ordonnées, des déplacements constatés aux points "A" et "B", en fonction de l'effort appliqué (en abscisses).

L'analyse tridimensionnelle des déplacements permet de montrer que la déformation de la structure est complexe, et, qu'au mouvement de déplacement vertical imposé sur le cotyle, s'associent des mouvements de même ordre de grandeur dans les deux autres directions de l'espace: vers l'avant d'une part (sens postéro-antérieur, selon +Z), et, d'autre part, vers le bas du bassin (sens crânio-caudal, selon -Y). Cette caractéristique est retrouvée de façon constante lors des 5 essais, dans des proportions superposables. A titre d'exemple, pour 100 daN, les valeurs selon X s'échelonnent de 2,2 à 3,3 mm (moyenne 2,8 mm); selon Y, de -0,8 à -3,4 (moyenne -2,18 mm); selon Z, de 0,8 à 3,8 (moyenne 1,6 mm).

On démontre également qu'il existe une bonne similitude entre les déplacements de la symphyse pubienne (en B) et ceux du point de chargement (en A), avec une amplitude des mouvements de "B" proche de 1/2 de ceux de "A". Là encore, ce phénomène est constaté sur l'ensemble des essais, hormis le n°1 où Y(B) est positif (0,5 mm), mais représente toutefois la plus faible amplitude. A noter que, pour le bassin n°4, la courbe Y(B) est ininterprétable (valeurs en dents de scie, absence de zéro de référence).

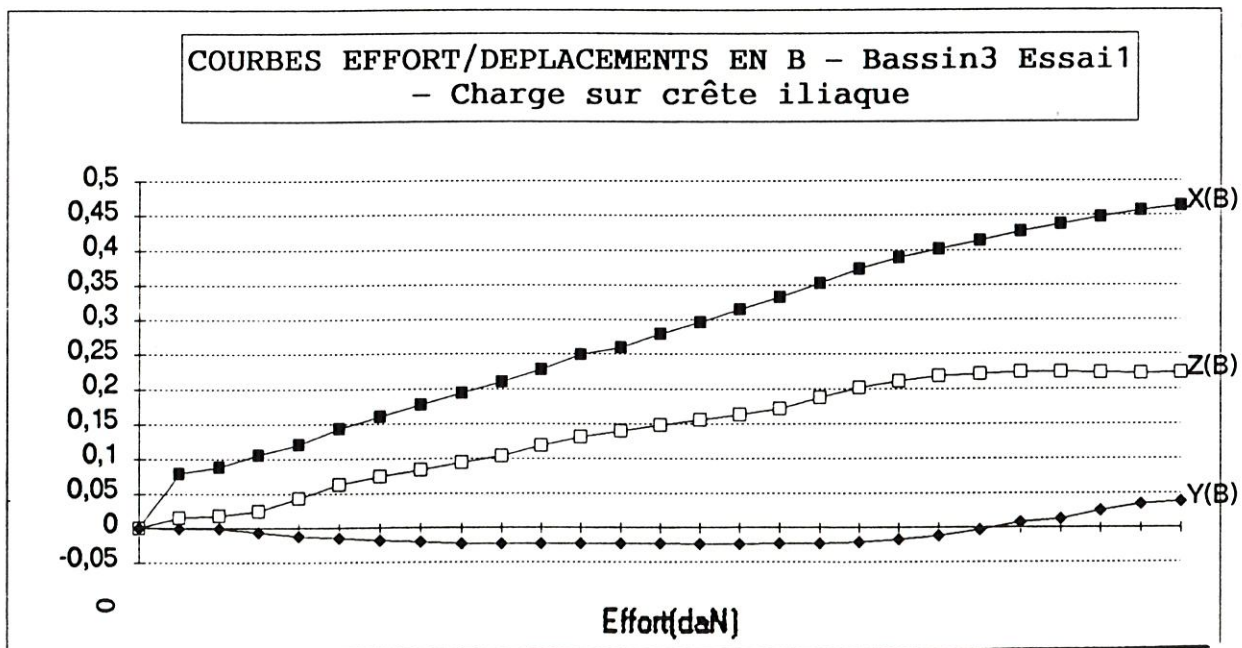
Il faut souligner le mouvement postéro-antérieur (selon +Z) important de la symphyse pubienne (aspect fréquent, 4 bassins sur 5), qui représente en ce point la plus grande amplitude (pour 100 daN, de 1 à 3 mm, moyenne 1,78 mm).

essais sur l'aile iliaque

Les courbes effort/déplacements en "A" nous montrent là aussi des déplacements tridimensionnels accompagnant le chargement sur la crête iliaque. Pour tous les bassins, les sens des déplacements concordent, avec des amplitudes de Y et Z comparables à celles de X (X(A) variant de 1,6 à 2,6 mm pour 50 daN). Le point de chargement se déplace donc dans le sens du chargement, mais aussi dans le sens postéro-antérieur, selon +Z, et caudo-cranial, selon +Y.

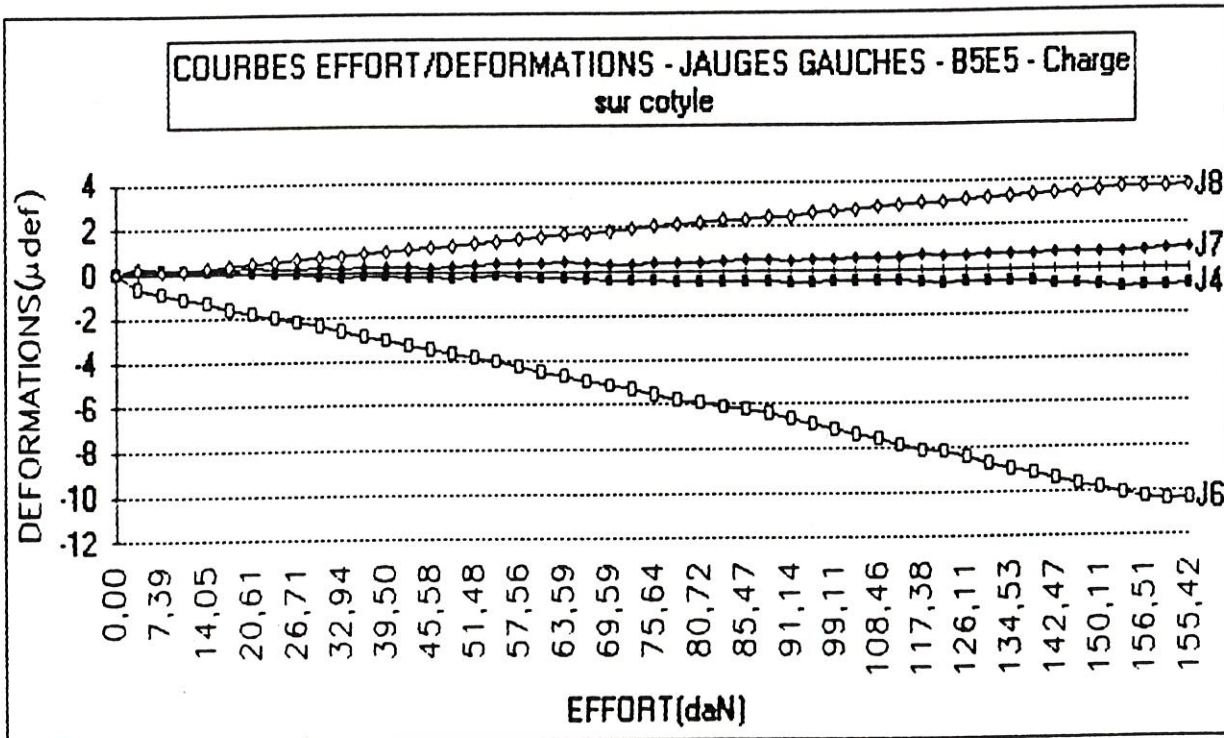
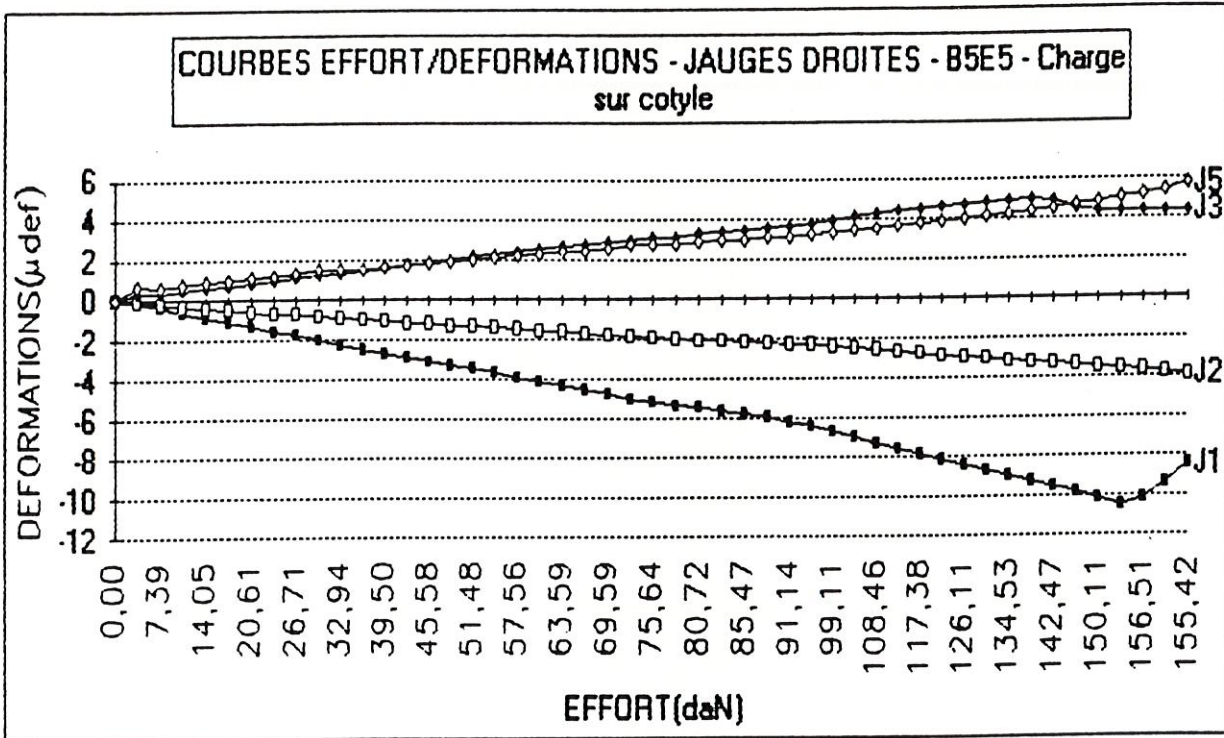
Concernant les déplacements en "B", les résultats sont moins concordants. X décrit des déplacements dans le sens du chargement certes, mais avec des amplitudes variables; la courbe de X(B) du 2^e bassin évoque même un possible dysfonctionnement initial du capteur. Dans les autres directions de l'espace, on note un mouvement cranio-caudal, selon -Y, et un mouvement postéro-antérieur de "B", selon +Z, excepté pour le bassin n°1, qui n'obéit pas à ces deux derniers comportements.

Figure 18



analyse et comparaison des déformations aux différents sites d'implantation des jauges

Figures 19 & 20



Les courbes présentées sont des courbes effort/déformations, avec, en abscisse, l'effort en daN, tandis que sur l'axe des ordonnées, sont reportées les déformations en μdef . Ces courbes Effort/Déformations ne doivent être considérées que comme une approche qualitative des déformations aux différents points d'implantation des jauges, dans une direction donnée, sans qu'il soit question de déduire les déformations principales ou de calculer des contraintes. En effet, l'utilisation de jauges unidirectionnelles permet uniquement de comparer les déformations aux différents points choisis, selon le grand axe de la jauge. Ces informations seront particulièrement intéressantes à rapprocher des valeurs recueillies selon les mêmes conditions, mais cette fois lors de la simulation sur le modèle.

essais sur le cotyle

On constate tout d'abord que, d'une façon générale, toutes les jauges exopelviennes se déforment en compression, alors que les jauges endopelviennes affichent des valeurs d'extension. (On peut rapprocher cette constatation du mouvement postéro-antérieur important de la symphyse pubienne cité plus haut)

Il existe une bonne symétrie des déformations en ce qui concerne les branches ilio-pubiennes droites et gauches; pour s'en convaincre, il faut comparer les comportements de J1 et J3 (fig.19), avec ceux de J6 et J8 (fig.20). Par contre, l'asymétrie est évidente pour les branches ischio-pubiennes; tandis que la droite se déforme beaucoup (J2, J5 - fig.19), on ne met en évidence que de faibles déformations à gauche (J4, J7 - fig.20).

Concernant la jauge iliaque, il a été impossible dans ce cas particulier de mise en charge sur le cotyle, de lui reconnaître un type précis de comportement. Aucune conclusion ne pourra être émise à ce sujet.

essais sur l'aile iliaque

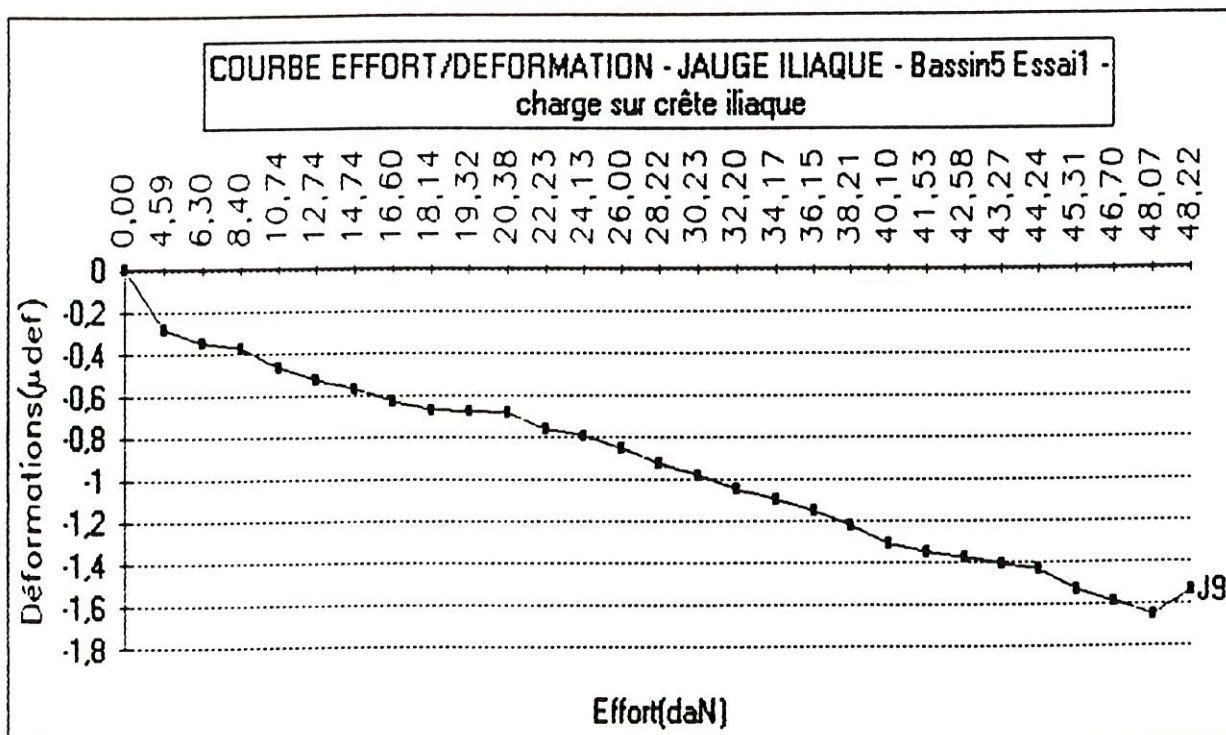
Si les comportements sont moins stéréotypés que lors des essais sur le cotyle, on constate cependant que:

A droite, la branche ilio-pubienne affiche des valeurs de compression importantes à la face exo-pelvienne (J1), et des valeurs très faibles à la face endo-pelvienne (J3). La branche ischio-pubienne ne décrit, à sa face exo-pelvienne (J2), que de faibles déformations, et, à sa face endo-pelvienne (J5), dans 3 cas sur 5, des valeurs d'extension.

A gauche, on retrouve la symétrie des déformations entre les branches ilio-pubiennes droites et gauches (3 cas), et, dans 2 cas, entre les branches ischio-pubiennes droites et gauches.

Par contre, concernant la jauge iliaque (J9), on constate, comme attendu, des valeurs de compression prédominantes lors de l'appui sur la crête iliaque. Seul un essai ne confirme pas cette règle.

Figure 21



analyse des seuils

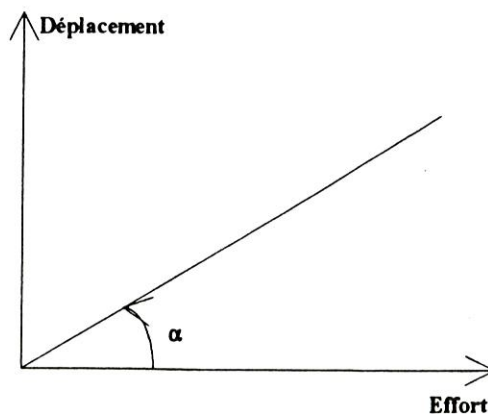
	1	2	3	4	5
EFFORT MAX. (daN)	210	138	135	190	160
DEFLEXION MAX. (mm)	8	6	4	6	5
Rigidité/cotyle (daN/mm)	40,25	25,38	41,60	42,26	33,68
Rigidité/aile iliaque (daN/mm)	20,55	12,94	21,10	20,68	15,48

détermination de ces seuils

Effort max.: la courbe Effort/Temp, dans les essais allant jusqu'à la fracture, permet de déterminer l'effort auquel celle-ci intervient: diminution brutale de l'effort au cours de l'essai, avec inflexion de la courbe.

Déflexion max.: les courbes Effort/Déplacement, par le capteur de déplacement général, donnent la déflexion latérale maximale du bassin pour laquelle intervient la fracture.

"Rigidités": les courbes Effort/Déplacement, lors des essais sur le cotyle d'une part, sur l'aile iliaque d'autre part, permettent, par la pente de la courbe, d'établir la rigidité (ou mieux, la "pseudo-rigidité") de la structure dans cette configuration de mise en charge, pour une vitesse donnée.



analyse

Les premiers résultats montrent, sur le tableau précédent, des seuils de fracture s'échelonnant de 135 à 210 daN; ces valeurs sont d'emblée à comparer aux travaux de Mr Césari (4 essais avec des seuils de 230 à 375 daN); cette différence s'explique peut-être par des conditions expérimentales peu semblables, puisqu'il s'agissait seulement de demi-bassins mis en compression. On constate aussi que le bassin ne peut supporter qu'une faible diminution de la distance séparant les deux cotyles (4 à 8 mm seulement).

Quant aux rigidités, l'analyse des essais sur l'aile iliaque et sur le cotyle, montre qu'il existe des différences significatives entre la rigidité de la partie supérieure du bassin (ilium) et celle de la partie inférieure, constituée de l'ischion et du pubis, avec approximativement:

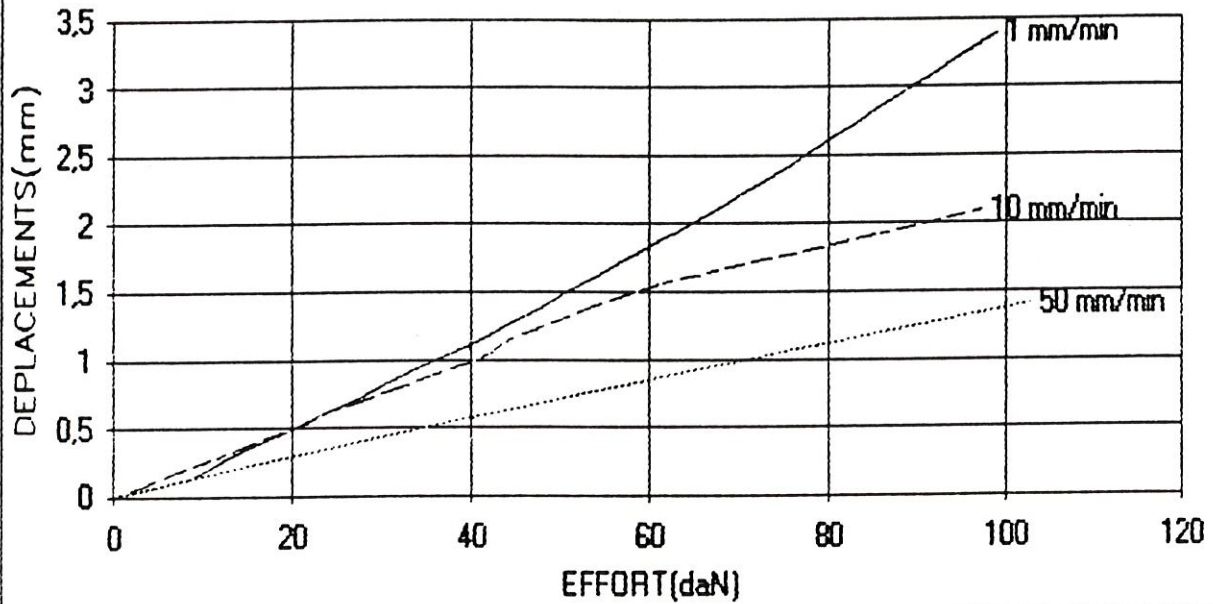
$$\text{PSEUDO-RIGIDITE (aile iliaque)} \simeq \frac{1}{2} \text{ PSEUDO-RIGIDITE (cotyle)}$$

essais pratiqués à différentes vitesses

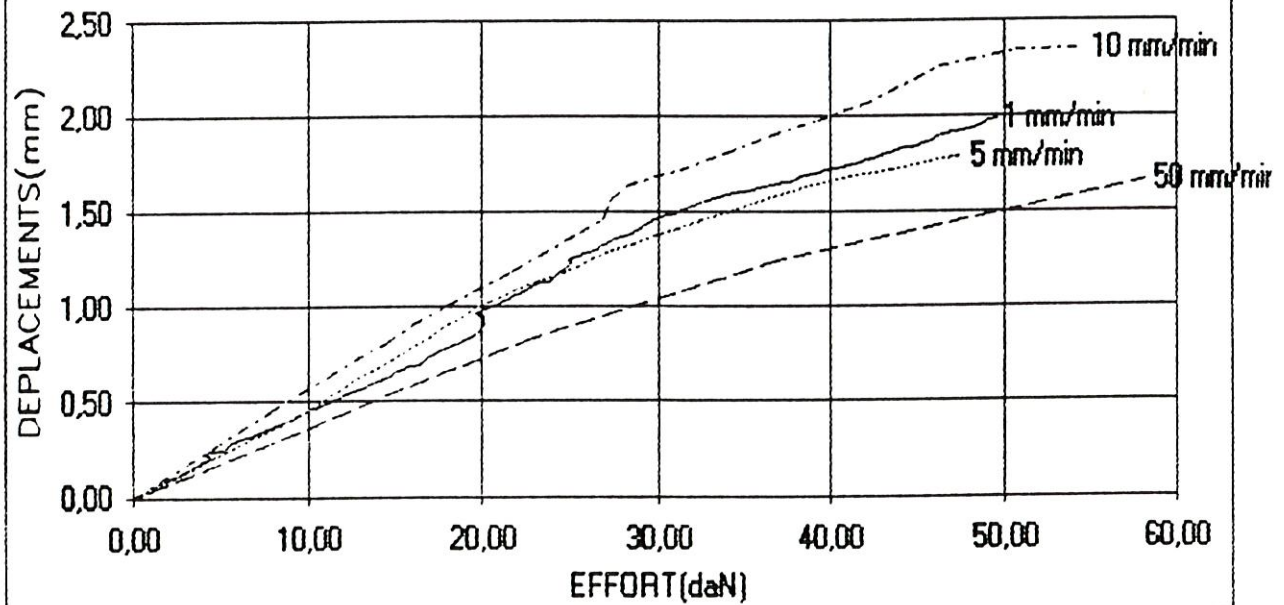
La comparaison des rigidités obtenues à des vitesses de chargement différentes devrait donner une appréciation du caractère visco-élastique de l'os (Cf. courbes page suivante)

Dans les faits, les différences de comportement sont minimales entre 1, 5, 10 et 50 mm/min (20%). Seul le deuxième bassin présente des différences notables (100%), peut-être dues au mode de conservation (congélation).

Mise en charge sur cotyle à différentes vitesses - Bassin 2



Mise en charge sur cotyle à différentes vitesses - Bassin 3



CONCLUSIONS

Lors de la mise en charge du cotyle, des résultats concordants permettent d'avancer les éléments suivants:

⇒ Une bonne symétrie des déformations droites et gauches, au moins en ce qui concerne les branches ilio-pubiennes, ce qui démontre la participation mécanique de l'hémi-bassin controlatéral dans les chocs latéraux.

⇒ Une bonne similitude des comportements lors de l'analyse des mouvements au point de chargement et à la symphyse pubienne, dans un rapport de 2 à 1.

⇒ Un mouvement postéro-antérieur important de la symphyse pubienne, où ce mouvement représente l'amplitude la plus importante.

⇒ La détermination de seuils de fracture inférieurs à ceux publiés jusque là.

Ensuite la comparaison des "rigidités" montre un rapport stable entre les résultats des mises en charge de l'aile iliaque d'une part, et du cotyle d'autre part.

Enfin, le caractère visco-élastique de la structure dans ce type de mise en charge n'apparaît pas de façon évidente, en tous cas aux vitesses pratiqués lors de ces essais.

PERSPECTIVES

Plusieurs directions peuvent être envisagées pour la suite de ce travail.

En premier lieu, il sera utilisé pour la validation, en statique, lors de l'application d'efforts latéraux, du modèle éléments finis de bassin du laboratoire de Biomécanique: comparaison, entre modèle expérimental et modèle en éléments finis, des différents paramètres (déplacements, déformations, valeurs-seuils, rigidités).

C'est aussi la première étape de la recherche d'une corrélation entre la résistance mécanique du bassin d'une part, l'épaisseur corticale et le degré de minéralisation osseuse d'autre part. Dans ce but, les pièces anatomiques feront l'objet d'une étude histologique par le Professeur Got (Hôpital A.Paré - Boulogne-Billancourt).

Les seuils fracturaires, tant en effort qu'en déflexion maximum, peuvent constituer une approche du degré de protection à apporter par les constructeurs automobiles au niveau du bassin.

Enfin, ce travail pourra se prolonger sous la forme d'essais dynamiques, en impactant cette fois le bassin à l'aide d'une masse connue, et selon des vitesses différentes. Les études précédentes montrent qu'avec des vitesses de chargement sur l'os, plus rapides que celles pratiquées lors de cette expérimentation, les seuils de fracture sont plus élevés.

BIBLIOGRAPHIE

- 1-APPEL H., HOFFMAN J.L.
Accident analysis of vehicle side collisions, conférences IRCOBI, 1977, 251-260
- 2-BLOCH J.
Etude de la tolérance du thorax et du bassin en choc latéral, rapport stage INSA Lyon, 1982
- 3-CESARI D.
Etude expérimentale de la tolérance du bassin humain au choc transversal, Thèse pour l'obtention du grade de Docteur-Ingénieur, Université de Technologie de Compiègne, 1983
- 4-CESARI D., RAMET M., BOUQUET R.
Tolerance of human pelvis to fracture and proposed pelvic protection criterion to be measured on side impact dummies, Technical sessions of ESV, 1982
- 5-CHAMOULARD F., TARRIERE C., GUILLON F., BOUCHARD L.
Static and dynamic test results with cadavers; modelization of human being lateral behaviour, final report, march 1992
- 6-DEJEAMMES N.
Fractures du bassin au cours des chocs latéraux automobiles, Thèse de médecine, Université Claude Bernard, Lyon, 1978
- 7-DICKENSON R.P., WALL J.W., HUTTON W.C.
The impact properties of bone, IRCOBI report, 1975, 249-256
- 8-DOURSOULIAN L.
Fractures du cotyle et fractures du bassin extra cotyloïdiennes, Impact Internat, nov 1989, 185-201
- 9-DUQUENNOY A.
Fractures du bassin, Revue de l'Etudiant en Médecine, 1987
- 10-EUROPEEN EXPERIMENTAL VEHICLES COMITEE WORKING GROUP
Structures improved side impact protection in Europe, Technical sessions of ESV, 1982, 396-400, 434-437, 444-448
- 11-FAVERJON G.
Méthodologie des enquêtes sur les accidents réels, Le Concours Médical, Vol 107, 30, 2834-2839
- 12-HAFFNER M.
Synthesis of pelvic fracture criteria for lateral impact loading, Technical sessions, ESV, 1985, 132-152
- 13-HARTEMANN F., FORET-BRUNO J.Y., HENRY C., THOMAS C., TARRIERE C., GOT C., PATEL A.
Violence of fatal car-to-car side collisions and vulnerability of population at risk: a challenge of real-world accidents, Technical sessions, ESV, 1982, 487-493
- 14-LEGUERRIER A., CHEVRANT-BRETON O.
Le petit bassin, Nouveaux dossiers d'anatomie, Ed scientifiques et juridiques
- 15-MAC ELHANEY J.H.
Dynamic response of bone and muscle tissue, Journal of applied physiology, 21, 1966, 1231-1236

- 16-MILLER J.A.A., SCHULTZ A.B., ANDERSON G.B.J.
Load-displacement behaviour of sacro-iliac joints, *Journal of orthopedic research*, vol 5, 1, 1987, 92-101
- 17-MILTNER E., Wiedmann-HP; Leutwein-B; Hepp-HP; Fischer-R; Salwender-HJ; Frobenius-H; Kallieris-D
Technical parameters influencing the severity of injury of front-seat, belt-protected car passengers on the impact side in car-to-car side collisions with the main impact between the front and rear seats (B-pillars), *Int-J-Legal-Med.* 1992; 105(1): 11-5
- 18-RENAUDIN F.
Modélisation du bassin humain, Rapport intermédiaire, Laboratoire de Biomécanique, ENSAM, mars 1992
- 19-REYNOLDS H.M., SNOW C.C., YOUNG J.W.
Spatial geometry of the human pelvis, Memorandum report, AAC-119-81-5
- 20-SCHOLTEN P.J.M., SCHULTZ A.B., LUCHIE S.C.W., MILLER J.A.A.
Motions and loads within the human pelvis: a biomechanical model study, *Journal of orthopedic research*, vol 6, 6, 1988, 840-850
- 21-VIANO D.C., Lau-IV; Asbury-C; King-AI; Begeman-P
Biomechanics of the human chest, abdomen, and pelvis in lateral impact, *Accid-Anal-Prev.* 1989 Dec; 21(6): 553-74

TABLE DES MATIERES

OBJECTIFS.....	2
justification de l'étude	2
mécanisme lésionnel	4
modélisation.....	6
validation	8
MATERIELS ET METHODES.....	9
série expérimentée.....	9
méthode utilisée - description du protocole	11
positionnement et immobilisation	11
système de mise en charge	14
sites de mesures	16
procédure	19
positionnement et immobilisation	19
préparation des surfaces.....	20
mise en place	20
PRINCIPAUX RESULTATS	21
présentation des résultats.....	21
analyse et comparaison des déplacements entre point de chargement (A) et symphyse pubienne (B)	22
essais sur cotyle	22
essais sur l'aile iliaque.....	24
analyse et comparaison des déformations aux différents sites d'implantation des jauges.....	25
essais sur le cotyle	26
essais sur l'aile iliaque.....	27
analyse des seuils	28
détermination de ces seuils.....	28
analyse.....	29
essais pratiqués à différentes vitesses.....	29
CONCLUSIONS	31
PERSPECTIVES	32
BIBLIOGRAPHIE.....	33
TABLE DES MATIERES	35
ANNEXES	36

ANNEXES

Etalonnage des capteurs de déplacements

Essais sur aile iliaque

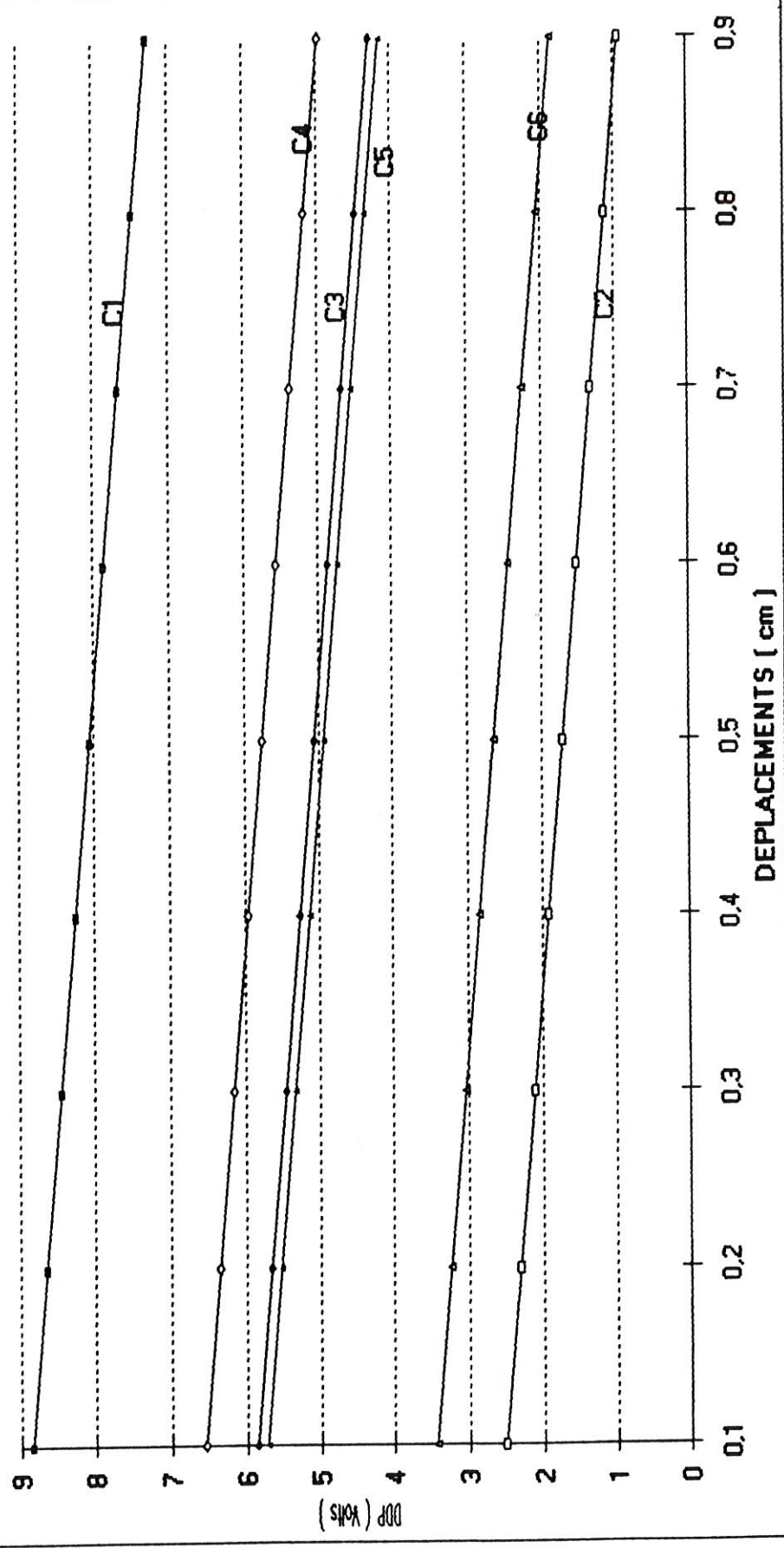
- courbes effort/temps
- courbes effort/déplacements en A
- courbes effort/déplacements en B
- courbes effort/déformations des jauges droites(J1, J2, J3, J5)
- courbes effort/déformations des jauges gauches(J4, J6, J7, J8)
- courbes effort/déformation de la jauge iliaque(J9)

Essais sur cotyle

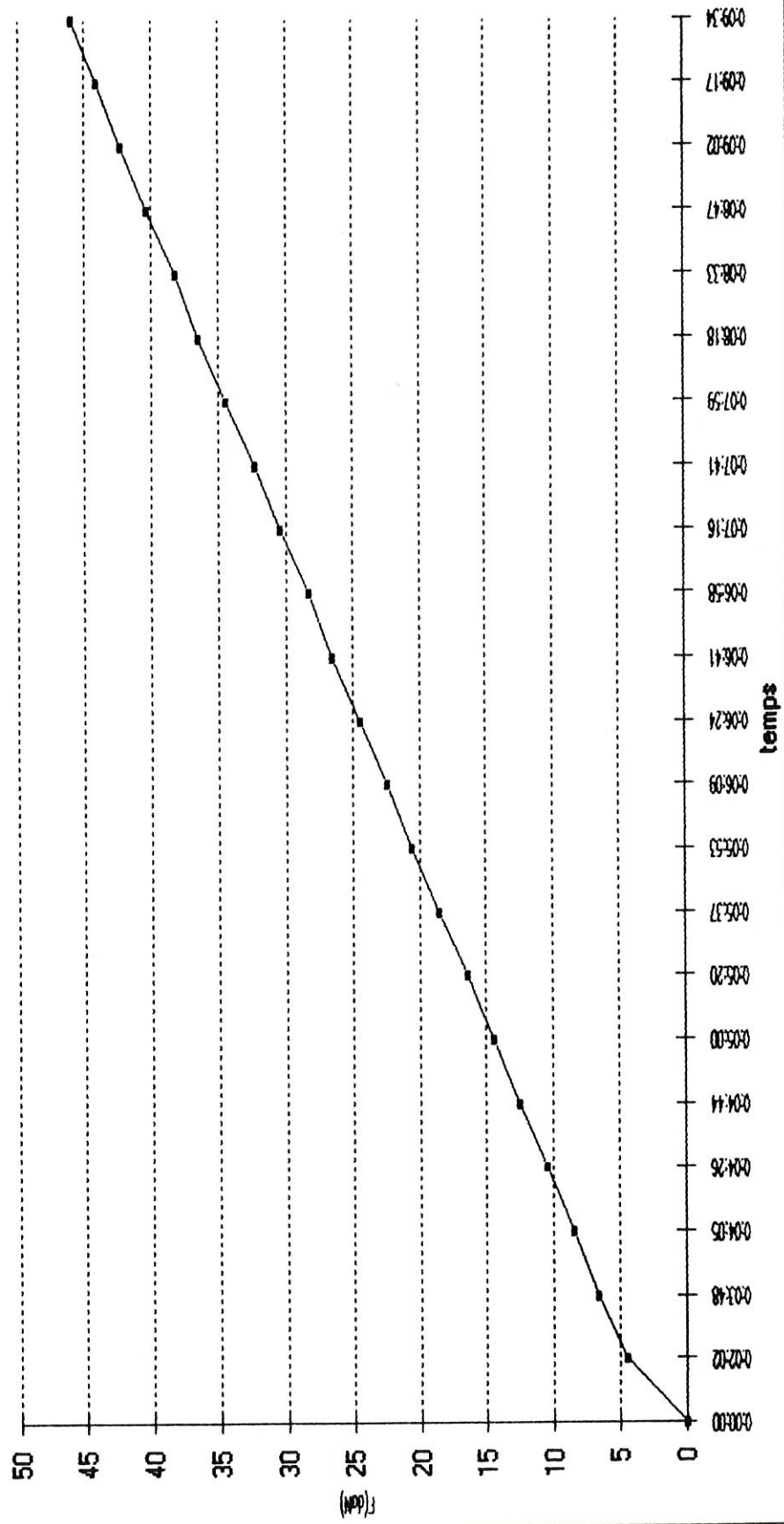
- courbes effort/temps
- courbes effort/déplacements en A
- courbes effort/déplacements en B
- courbes effort/déformations des jauges droites(J1, J2, J3, J5)
- courbes effort/déformations des jauges gauches(J4, J6, J7, J8)
- courbes effort/déformation de la jauge iliaque(J9)

Essais à différentes vitesses

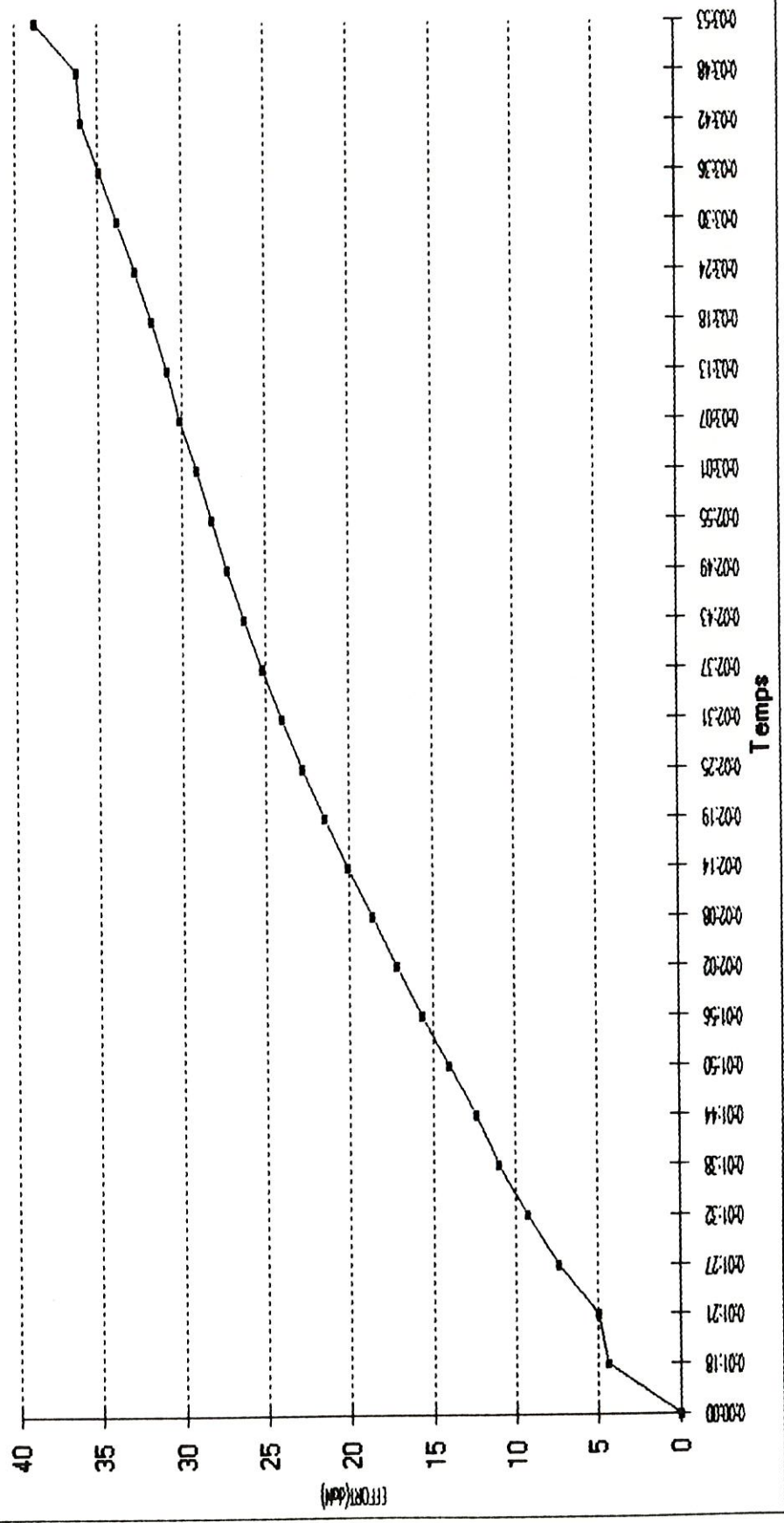
ETALONNAGE DES CAPTEURS DE DEPLACEMENT



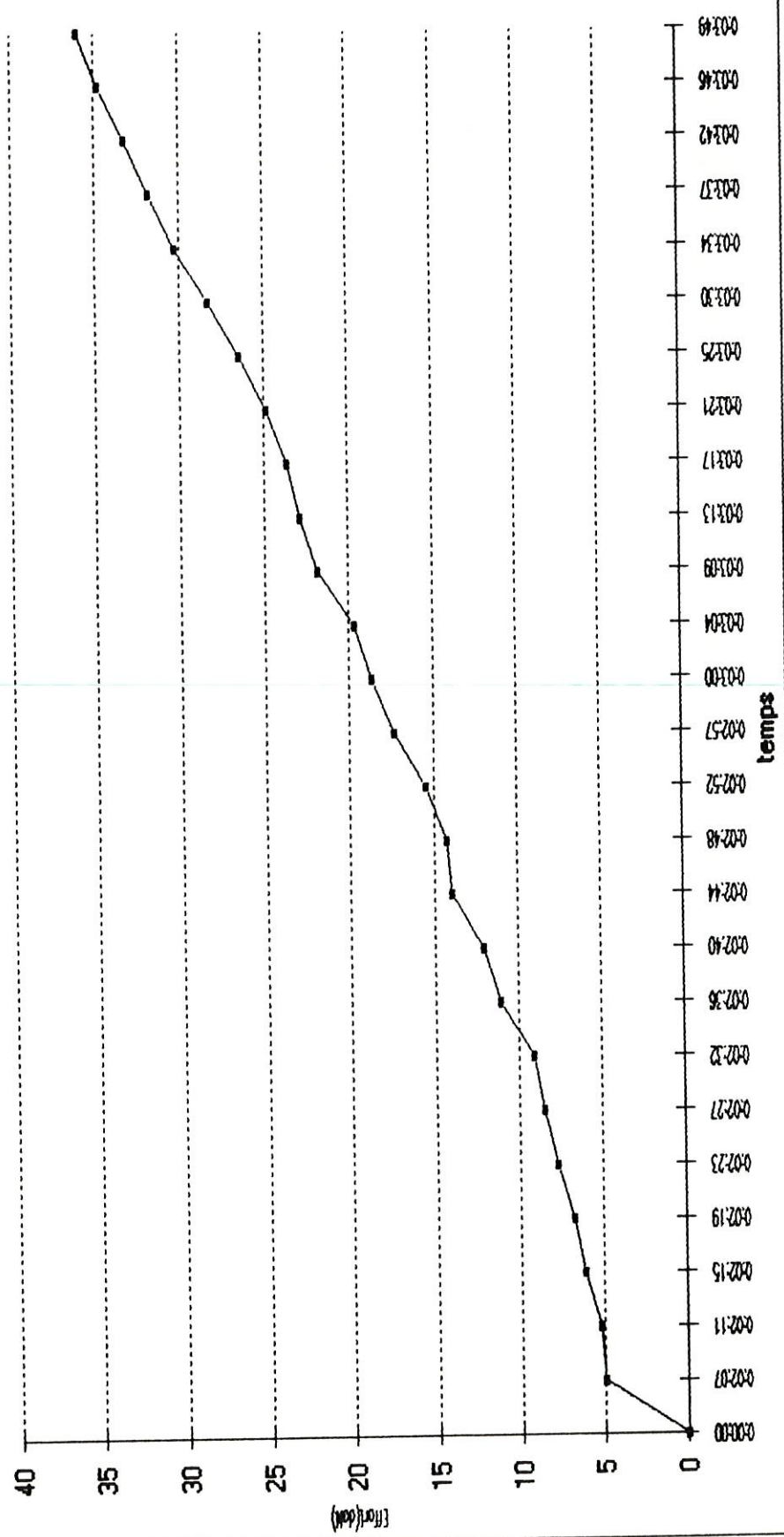
COURBE EFFORT/TEMPS - BASSIN 1 - essai 2 - charge sur aile iliaque



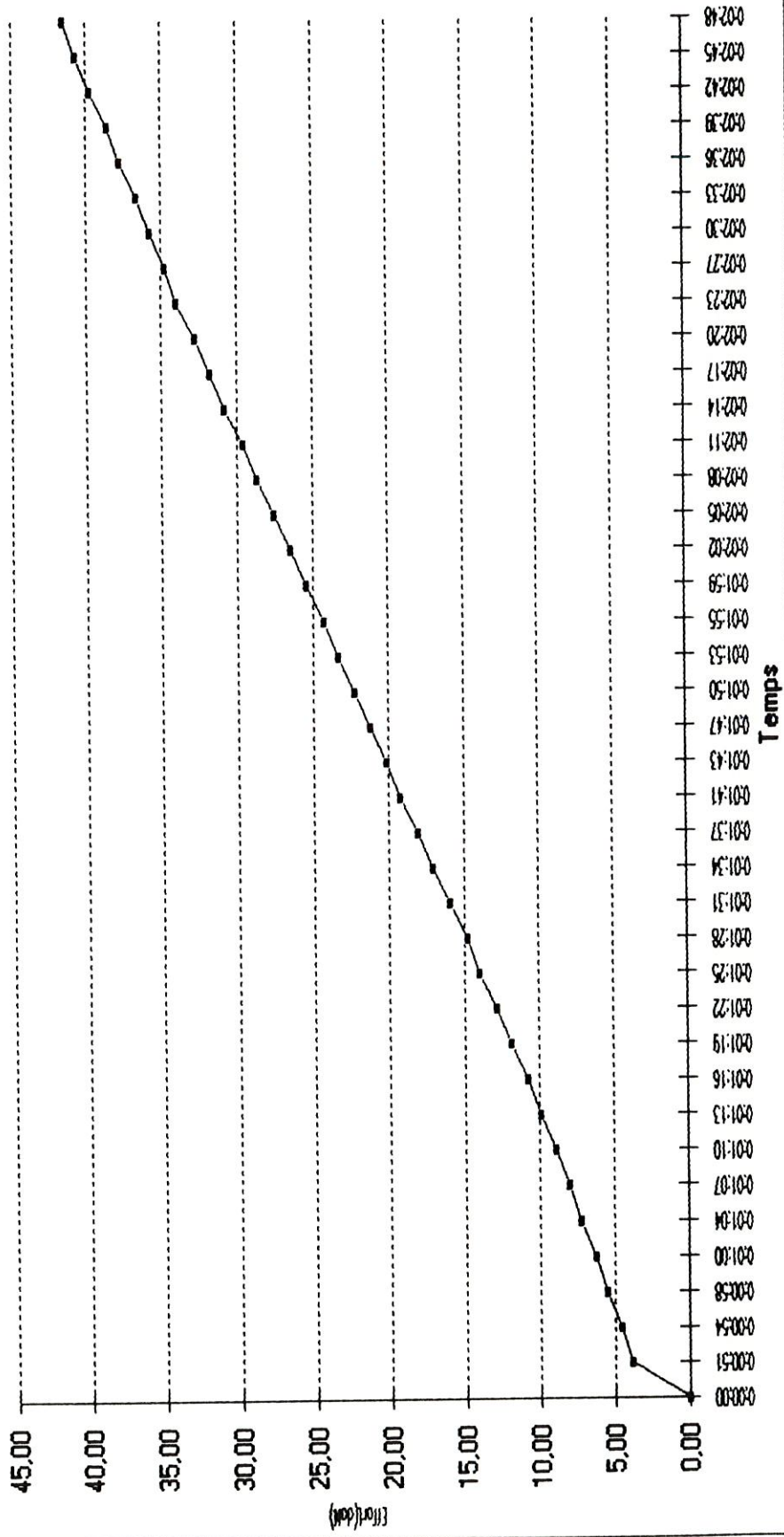
COURBE EFFORT/TEMPS - BASSIN 2 - Essai 1 - Charge sur aile iliaque



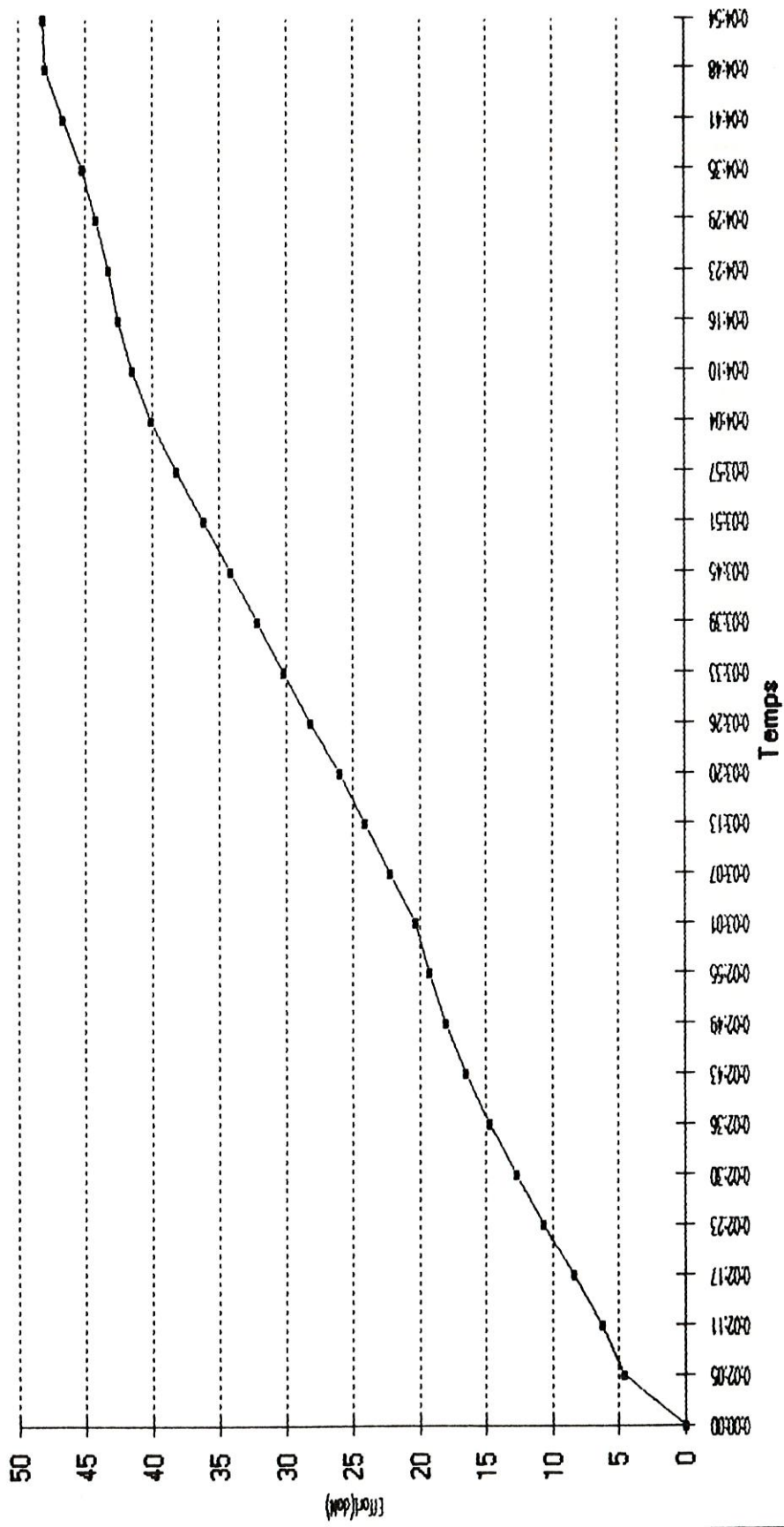
COURBE EFFORT/TEMPS - Bassin3 Essai1 - Charge sur crête iliaque



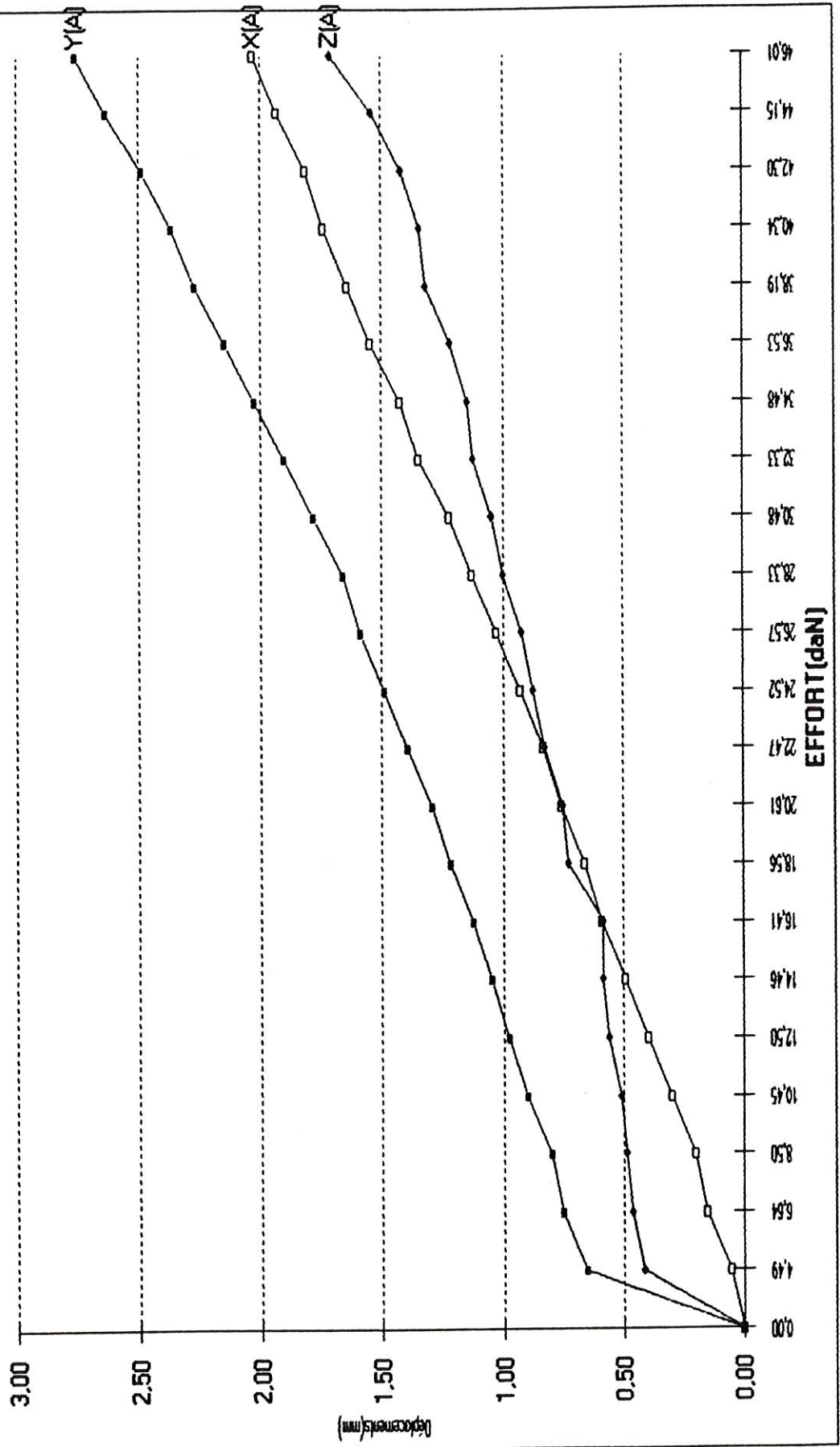
COURBE EFFORT/TEMPS - Bassin4 Essai1 - Charge sur crête iliaque



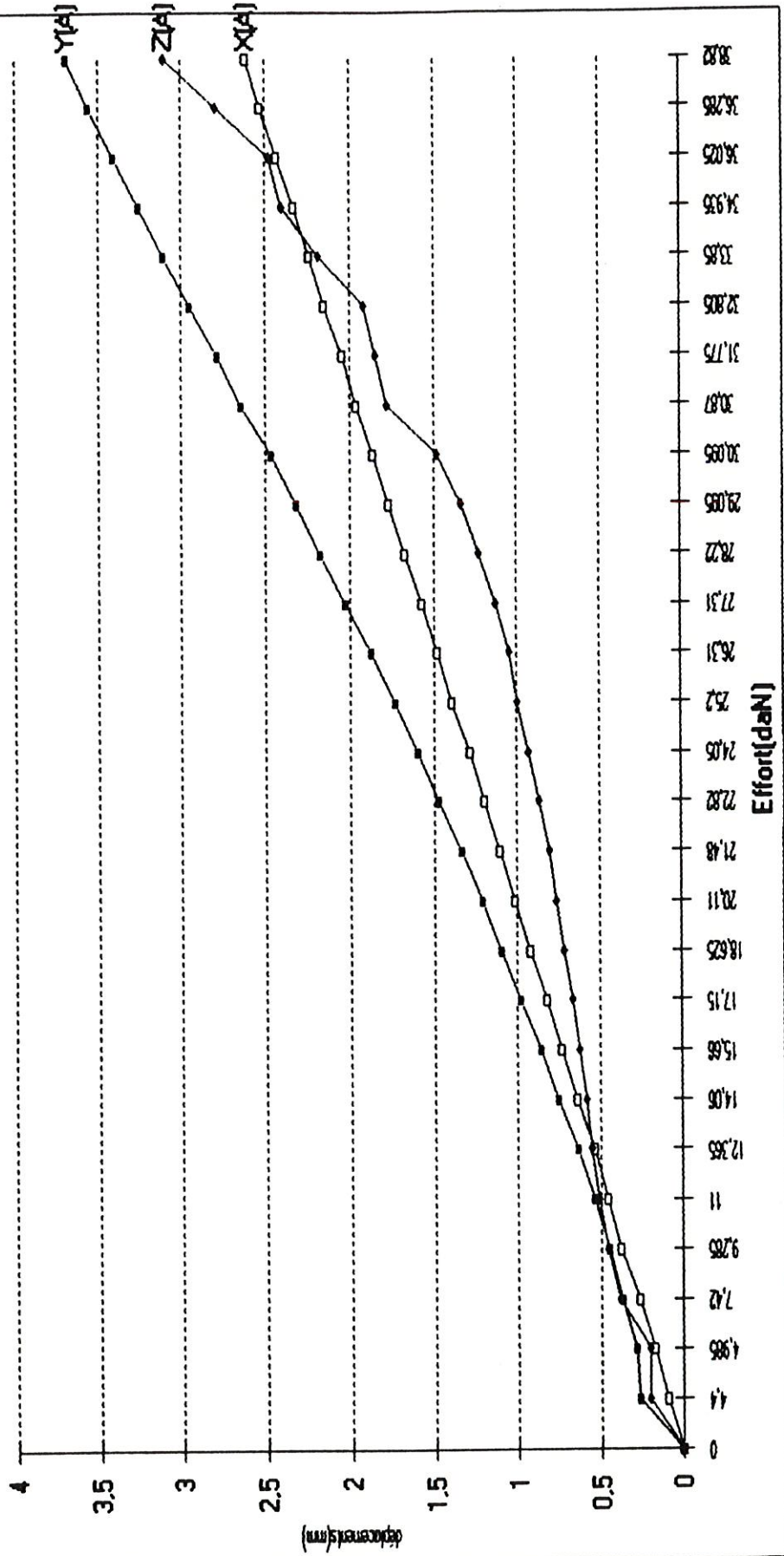
COURBE EFFORT/TEMPS - Bassin5 Essai1 - Charge sur crête iliaque



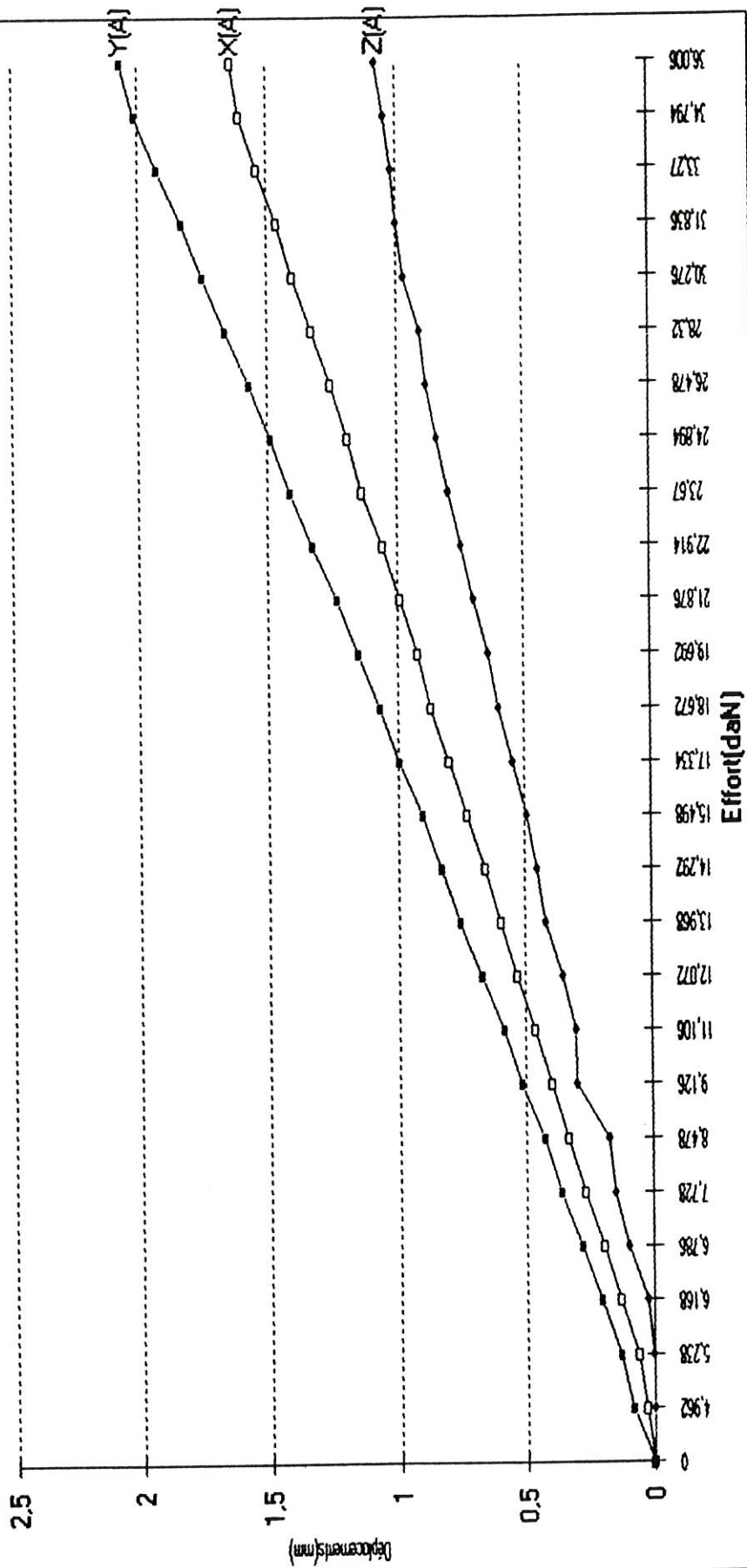
COURBE EFFORT/DEPLACEMENT en A - B1E2 - Charge sur aile iliaque



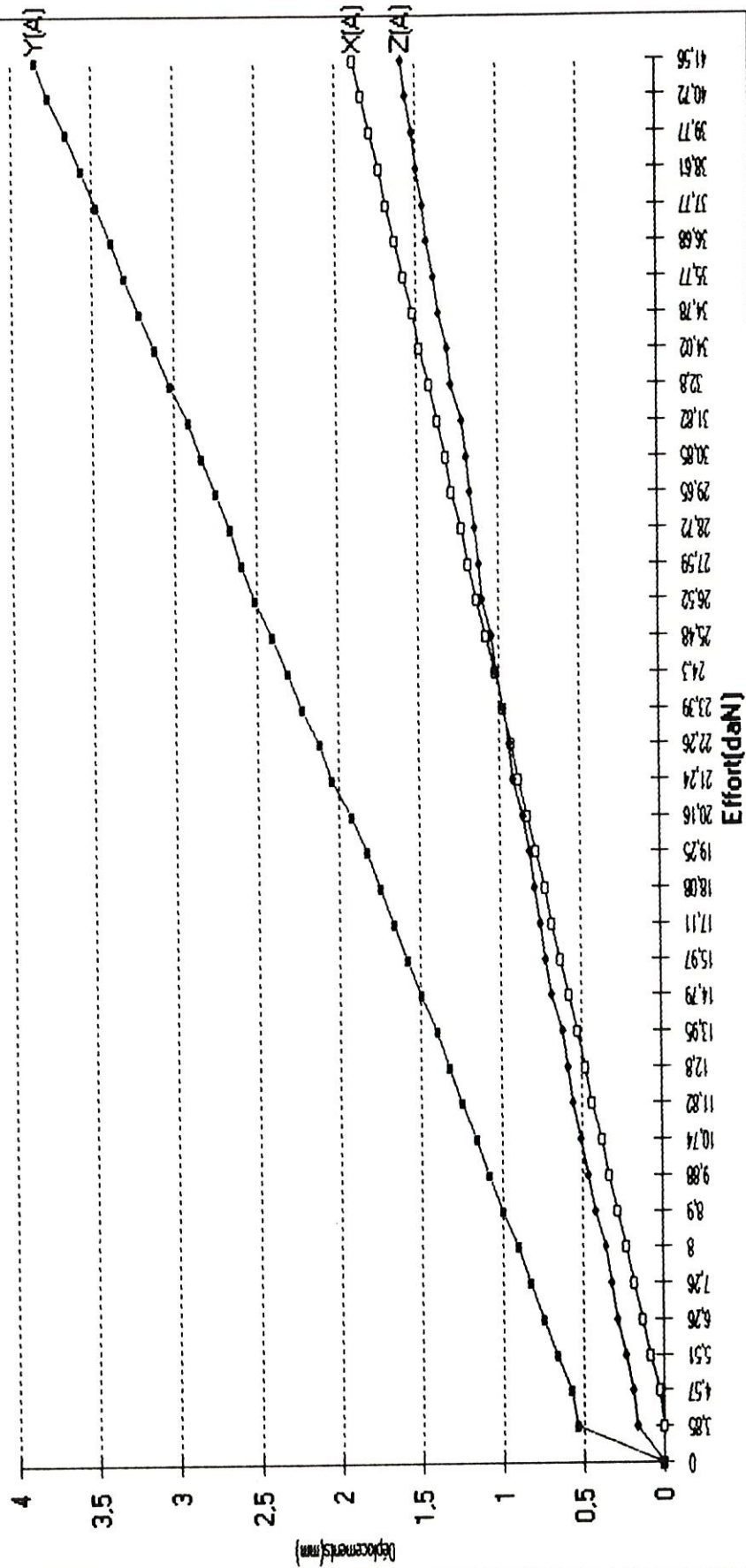
COURBE EFFORT/DEPLACEMENTS EN A - B2E1 - charge sur aile iliaque



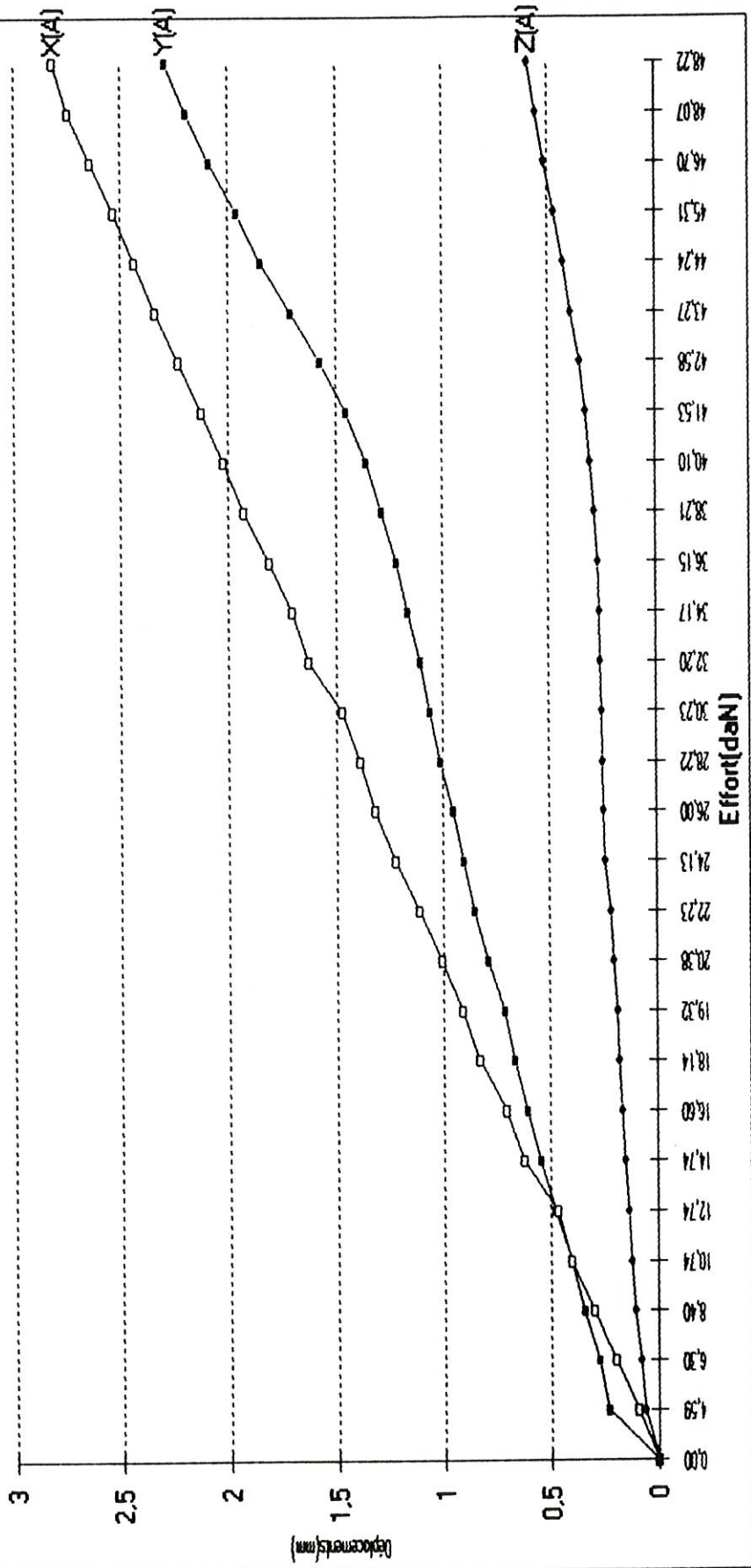
COURBES EFFORT/DEPLACEMENTS EN A - Bassin3 Essai1 - Charge sur crête
 iliaque



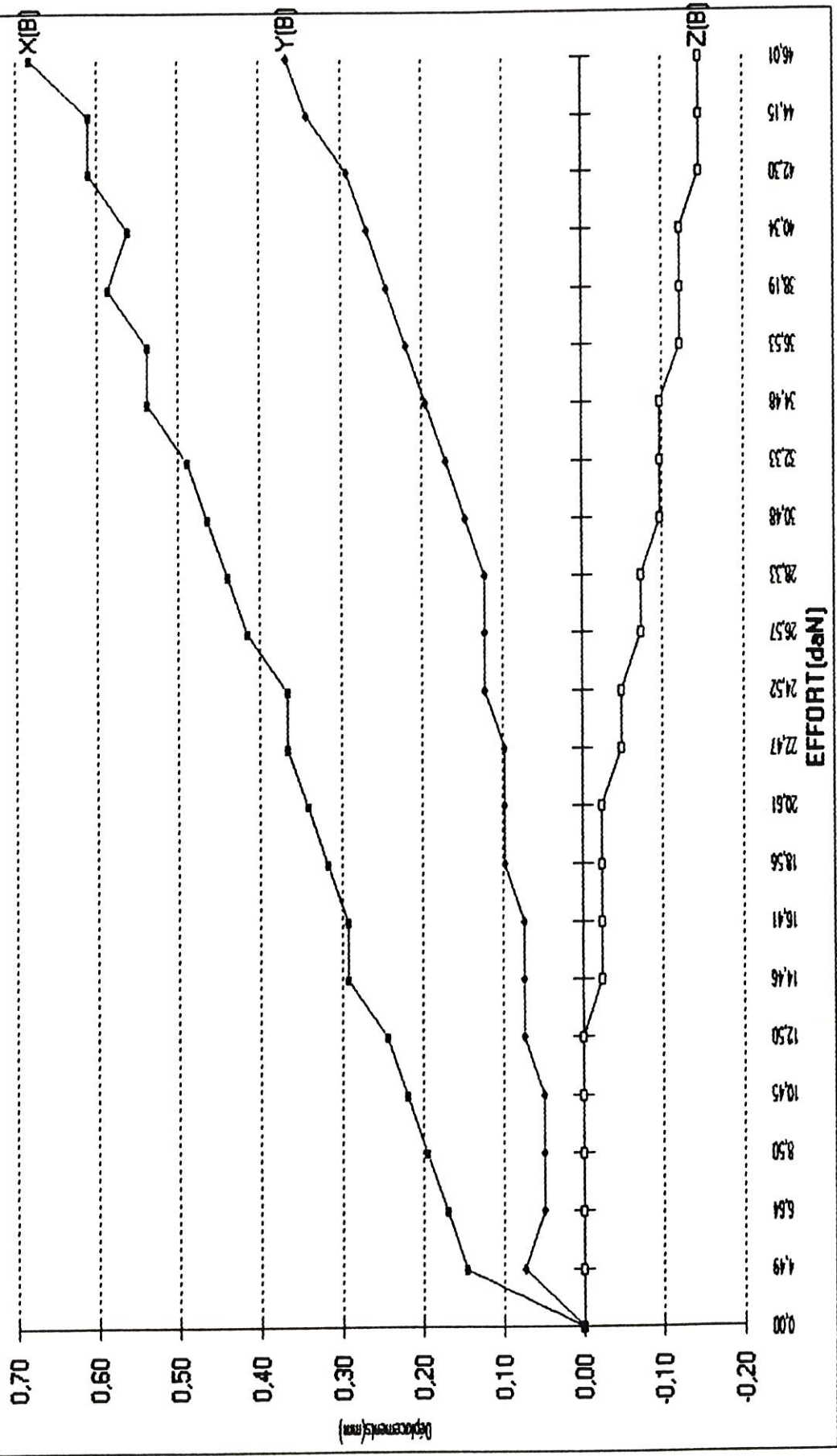
COURBES EFFORT/DEPLACEMENTS EN A - Bassin4 Essai1 - Charge sur crête
 biliaque



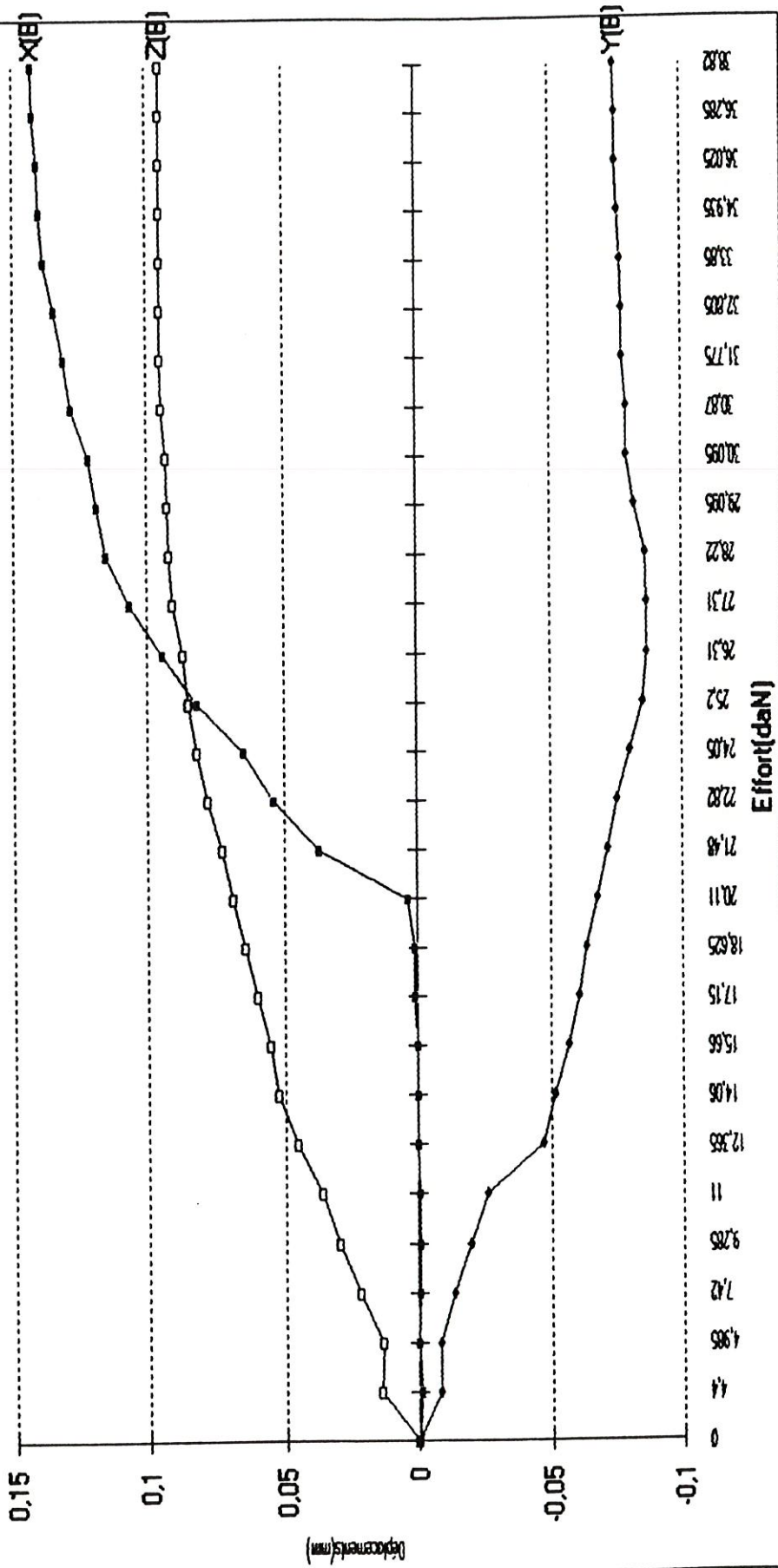
COURBES EFFORT/DEPLACEMENTS EN A - Bassin5 Essai1 - charge sur crête
 biliaque



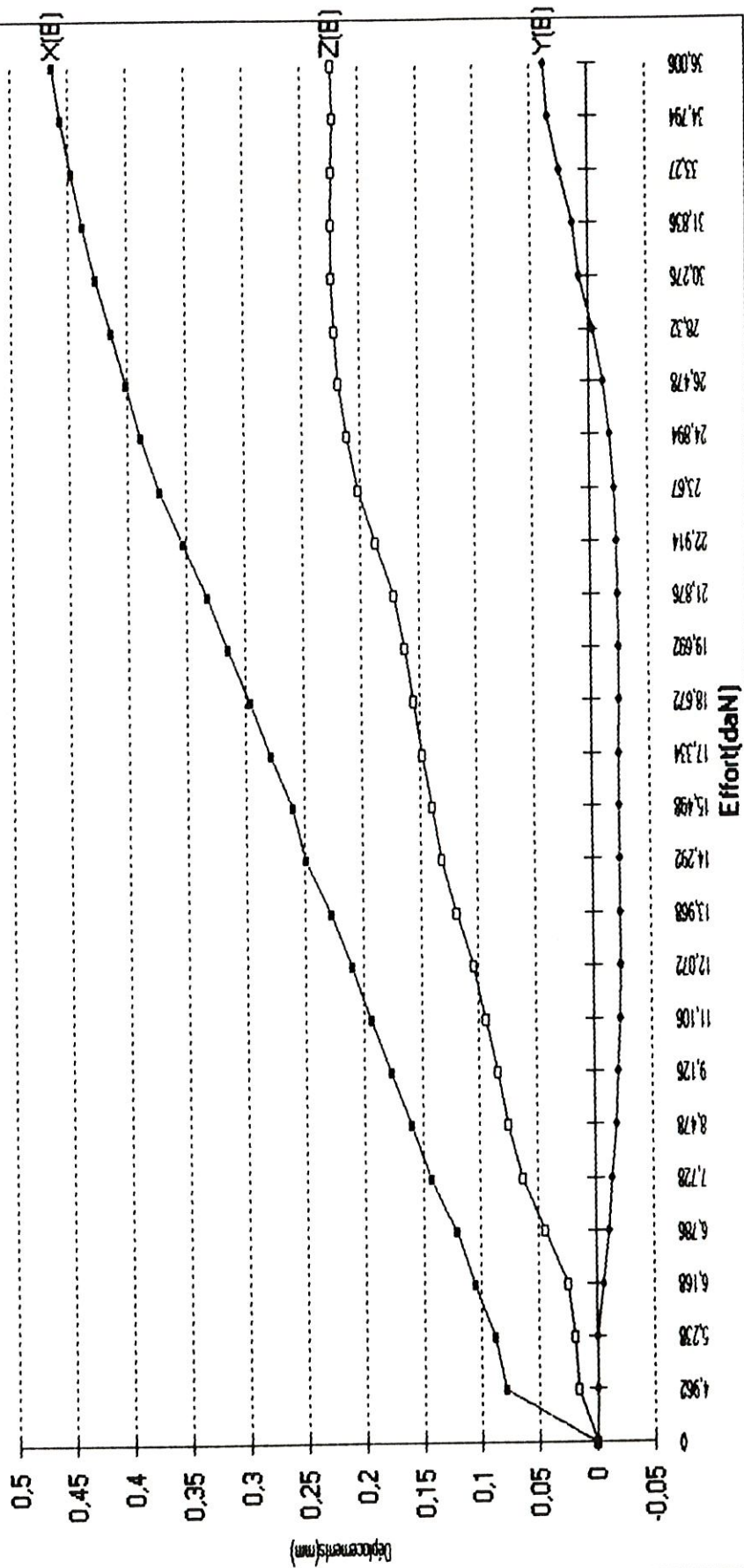
COURBE EFFORT/DEPLACEMENT au point B - B1E2 - charge sur aile iliaque



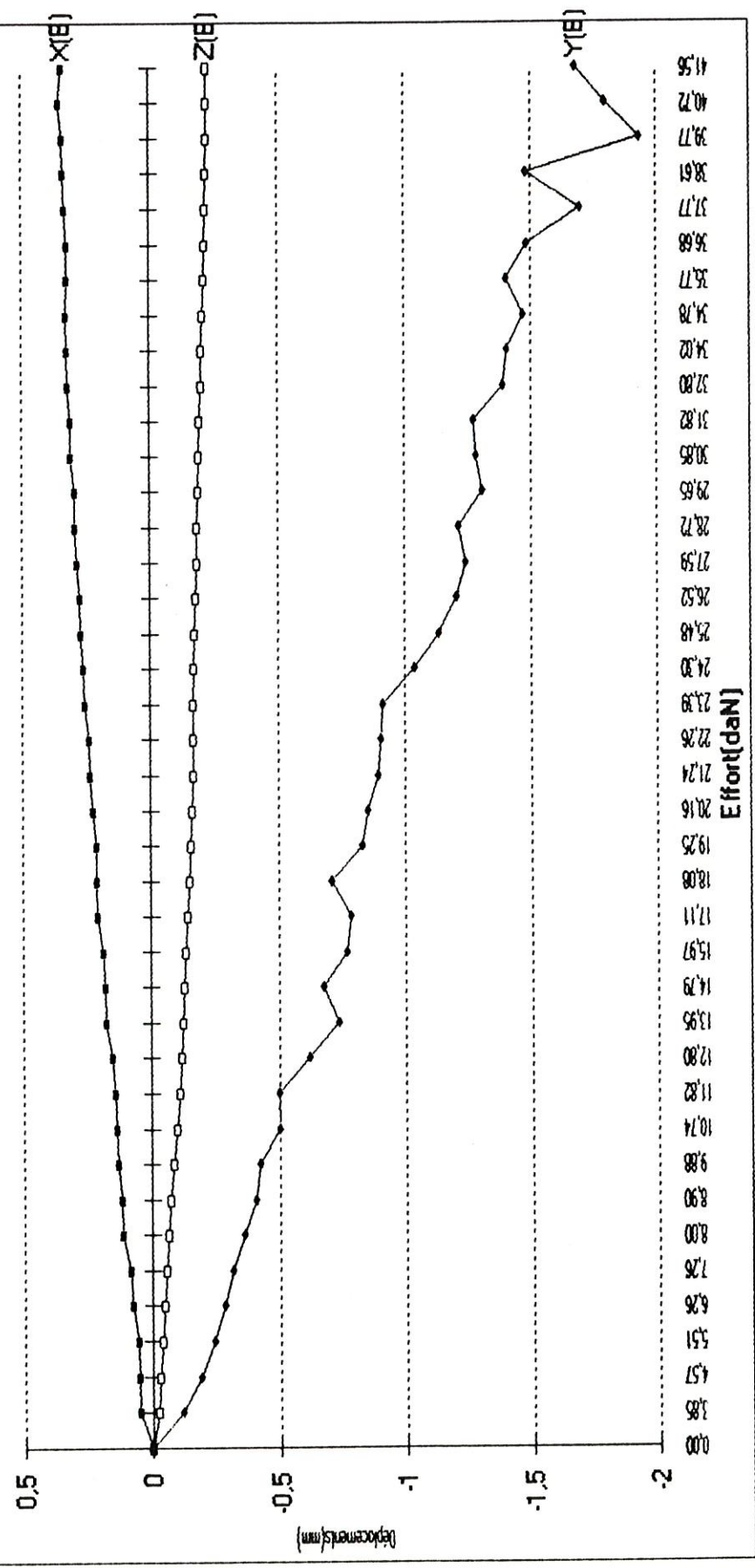
COURBE EFFORT/DEPLACEMENTS EN B - B2E1 - Charge sur aile iliaque



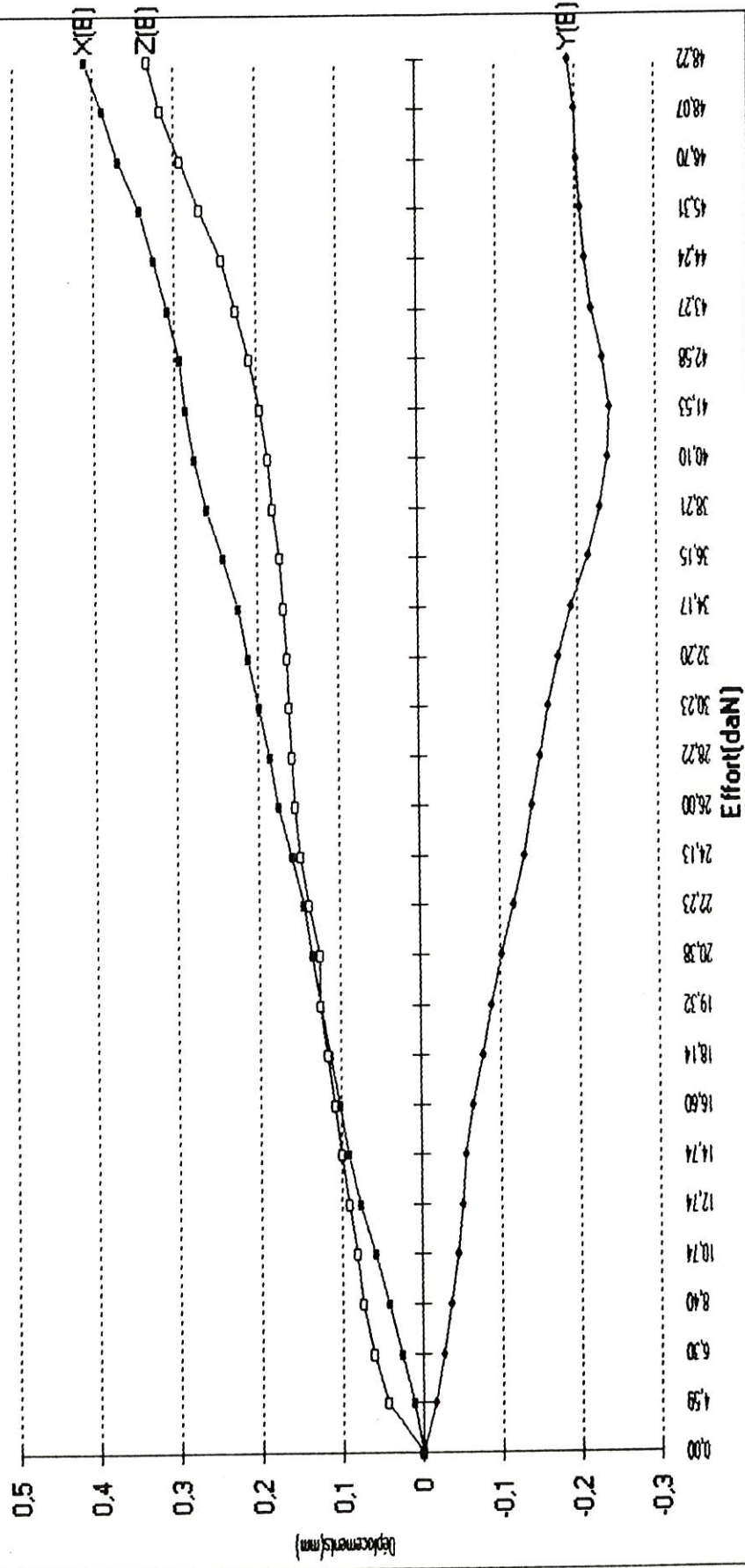
COURBES EFFORT/DEPLACEMENTS EN B - Bassin3 Essai1 - Charge sur crête
 biliaque



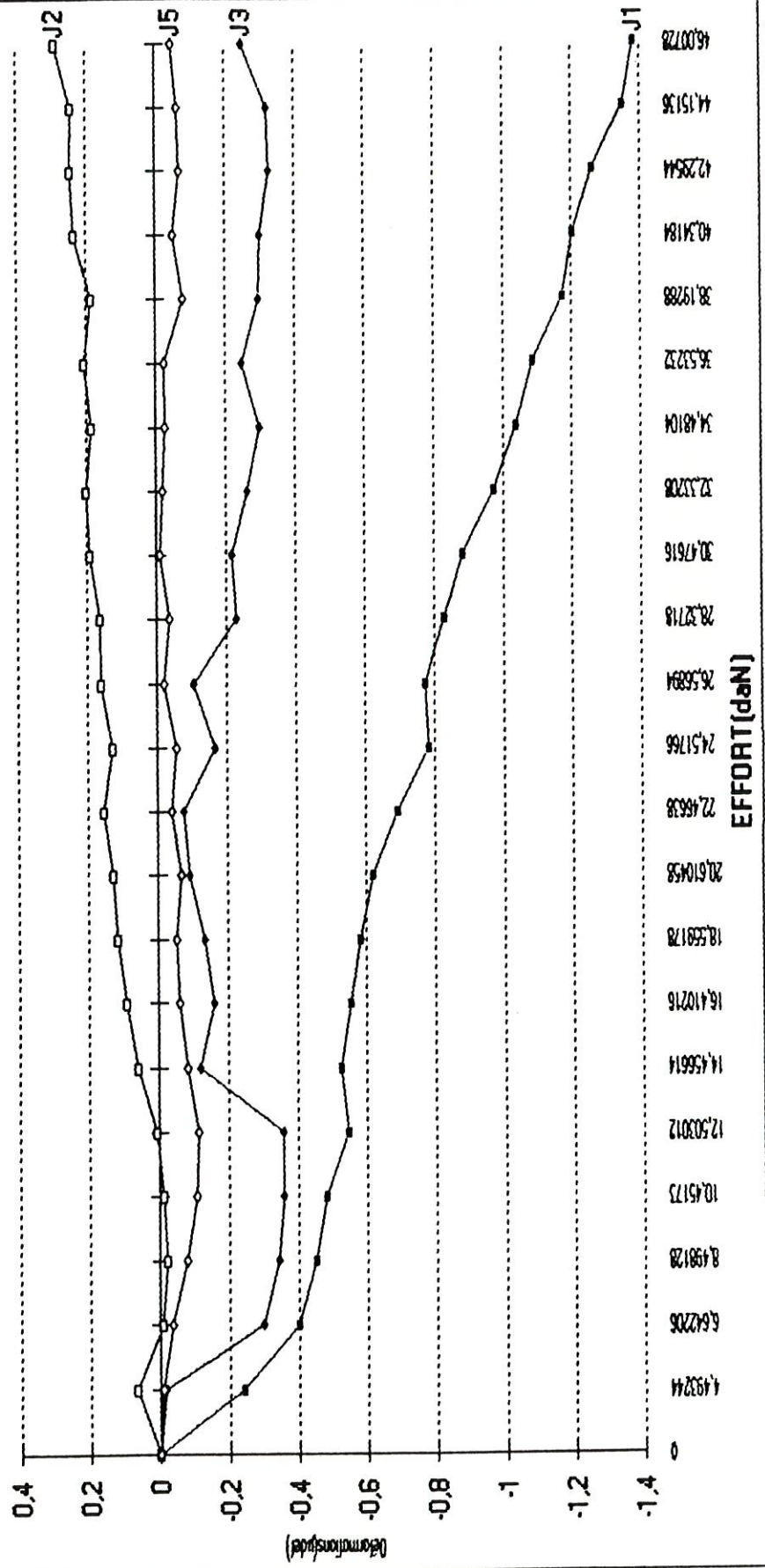
COURBE EFFORT/DEPLACEMENTS EN B - Bassin4 Essai1 - Charge sur la crête
 illiaque



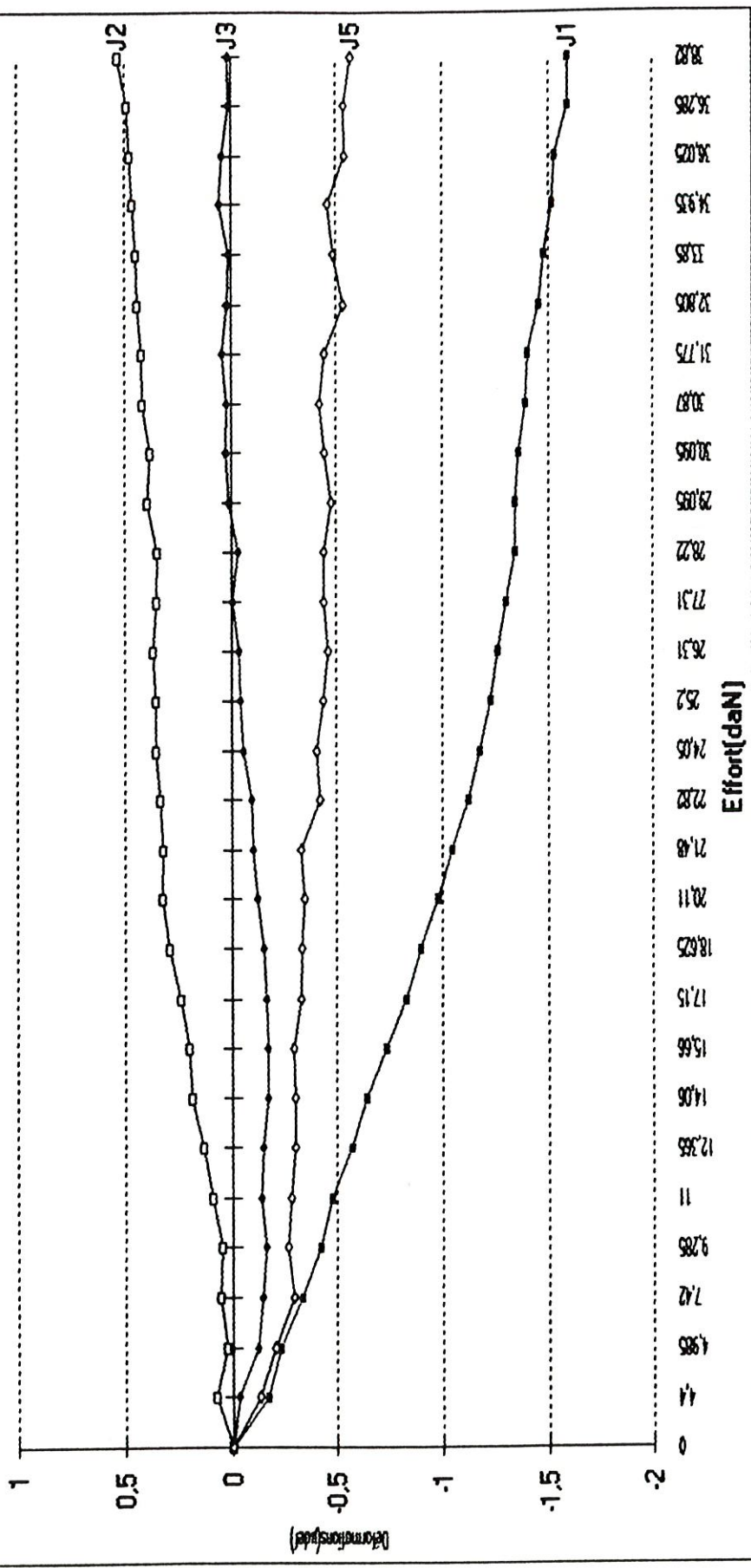
COURBES EFFORT/DEPLACEMENTS EN B - Bassin5 Essai1 - charge sur crête
 illaque



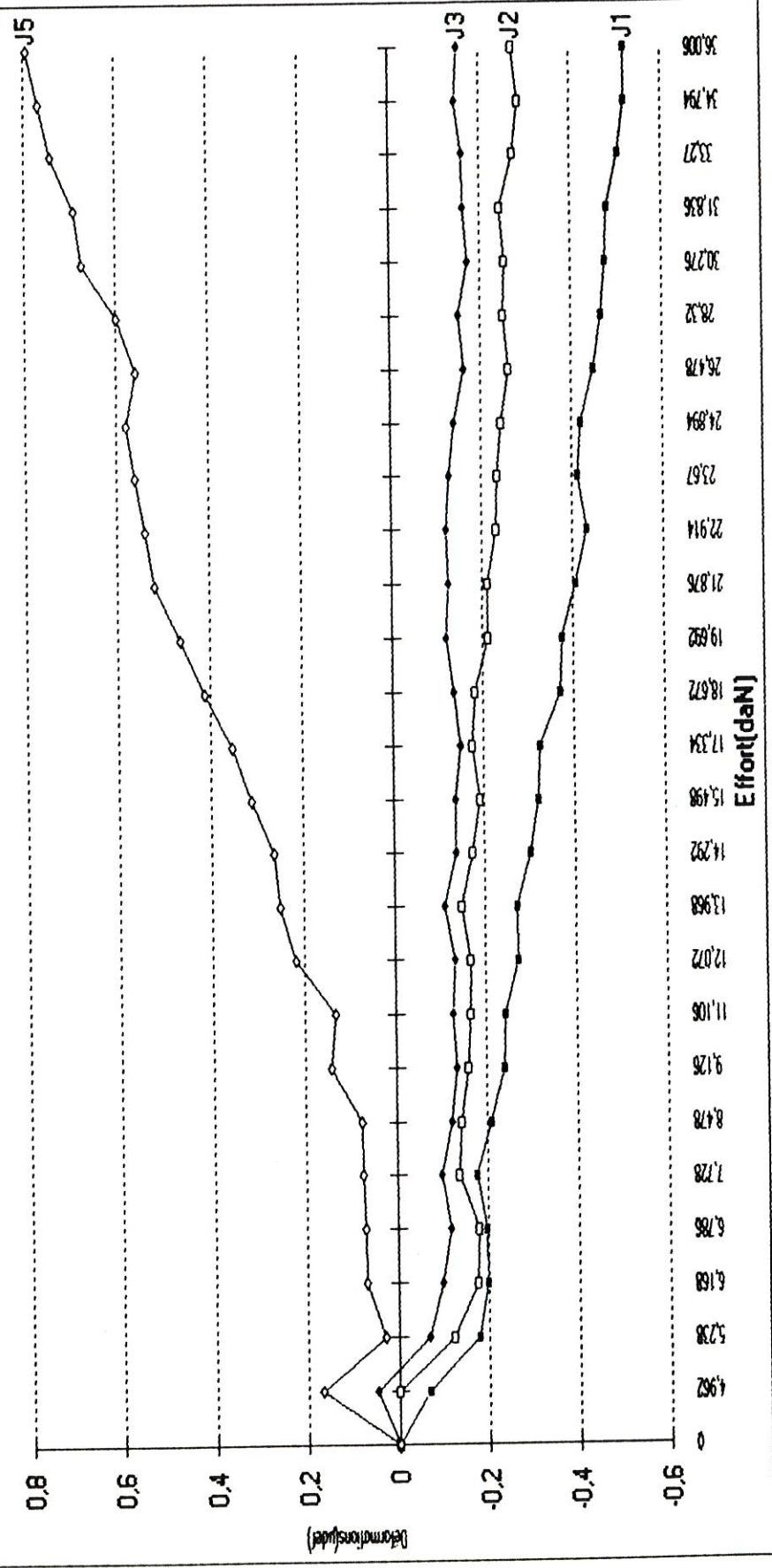
COURBE EFFORT/DEFORMATIONS - JAUGES DROITES - B1E2 - charge sur aile
 iliaque



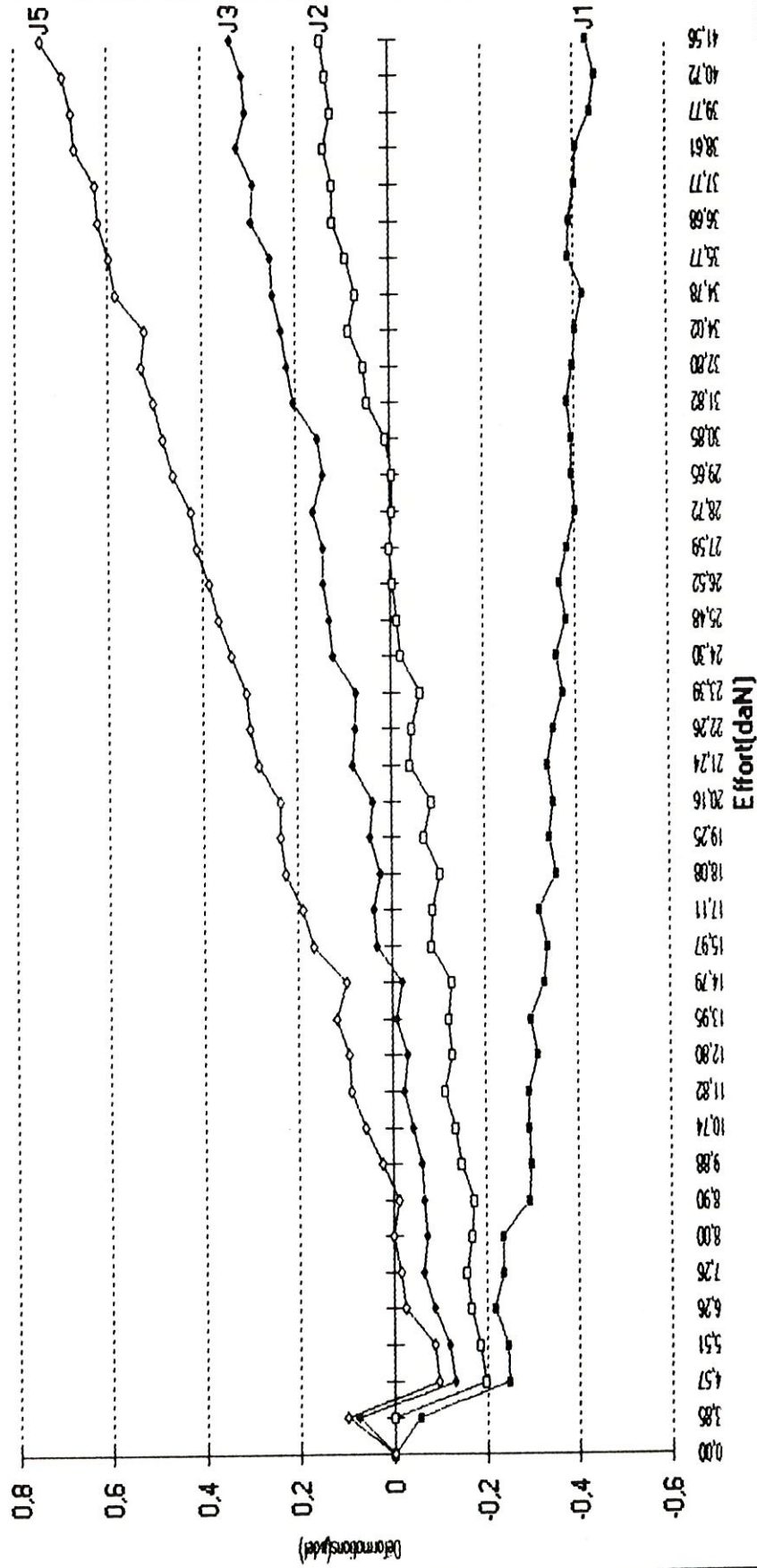
COURBE EFFORT/DEFORMATIONS - JAUGES DROITES - B2E1 - Charge sur crête iliaque



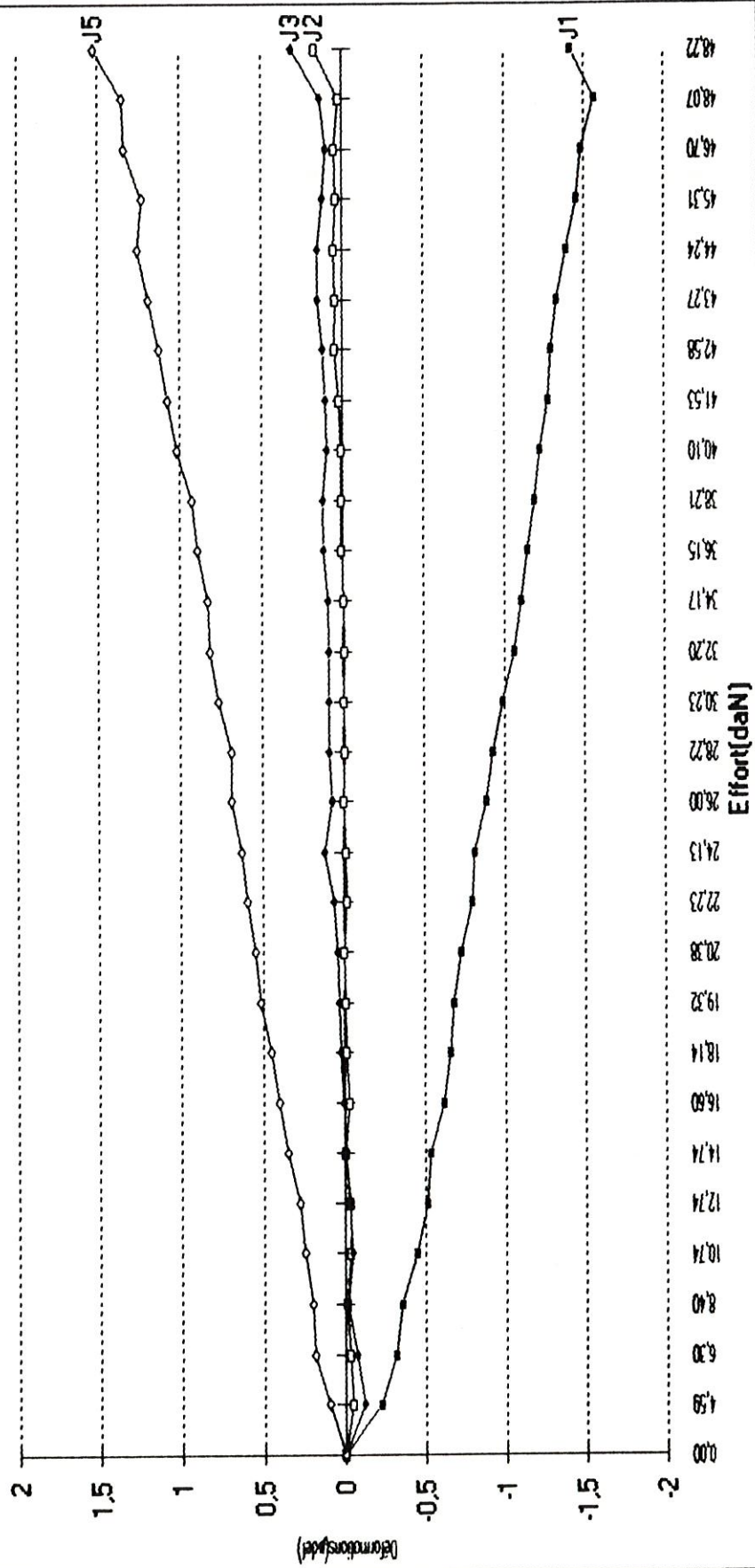
COURBES EFFORT/DEFORMATIONS - JAUGES DROITES - Bassin3 Essai1 -
Charge sur crête iliaque



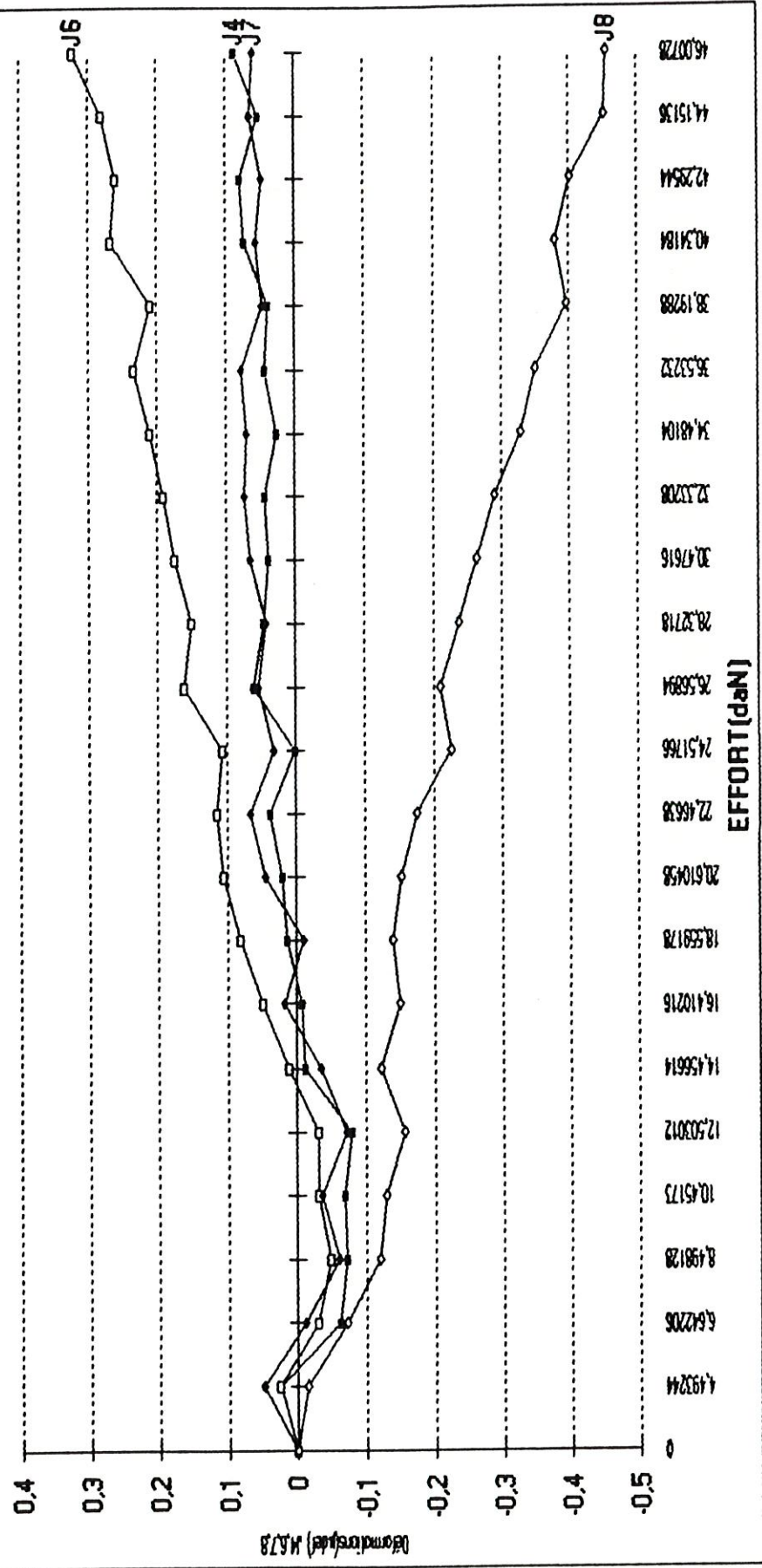
**COURBES EFFORT/DEFORMATIONS - JAUGES DROITES - Bassin4 Essai1 -
Charge sur crête iliaque**



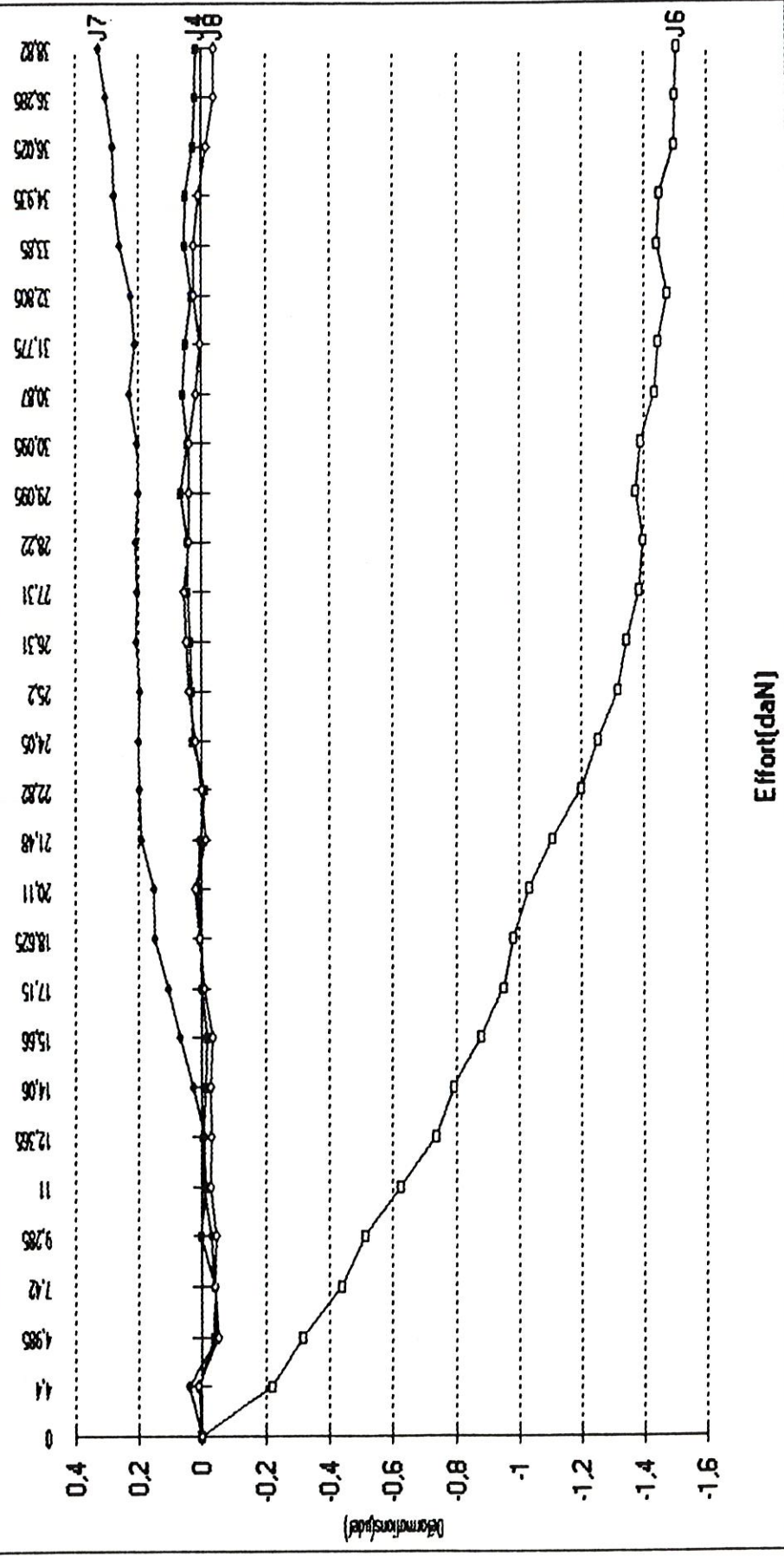
COURBES EFFORT/DEFORMATIONS - JAUGES DROITES - Bassin5 Essai1 - charge sur crête iliaque



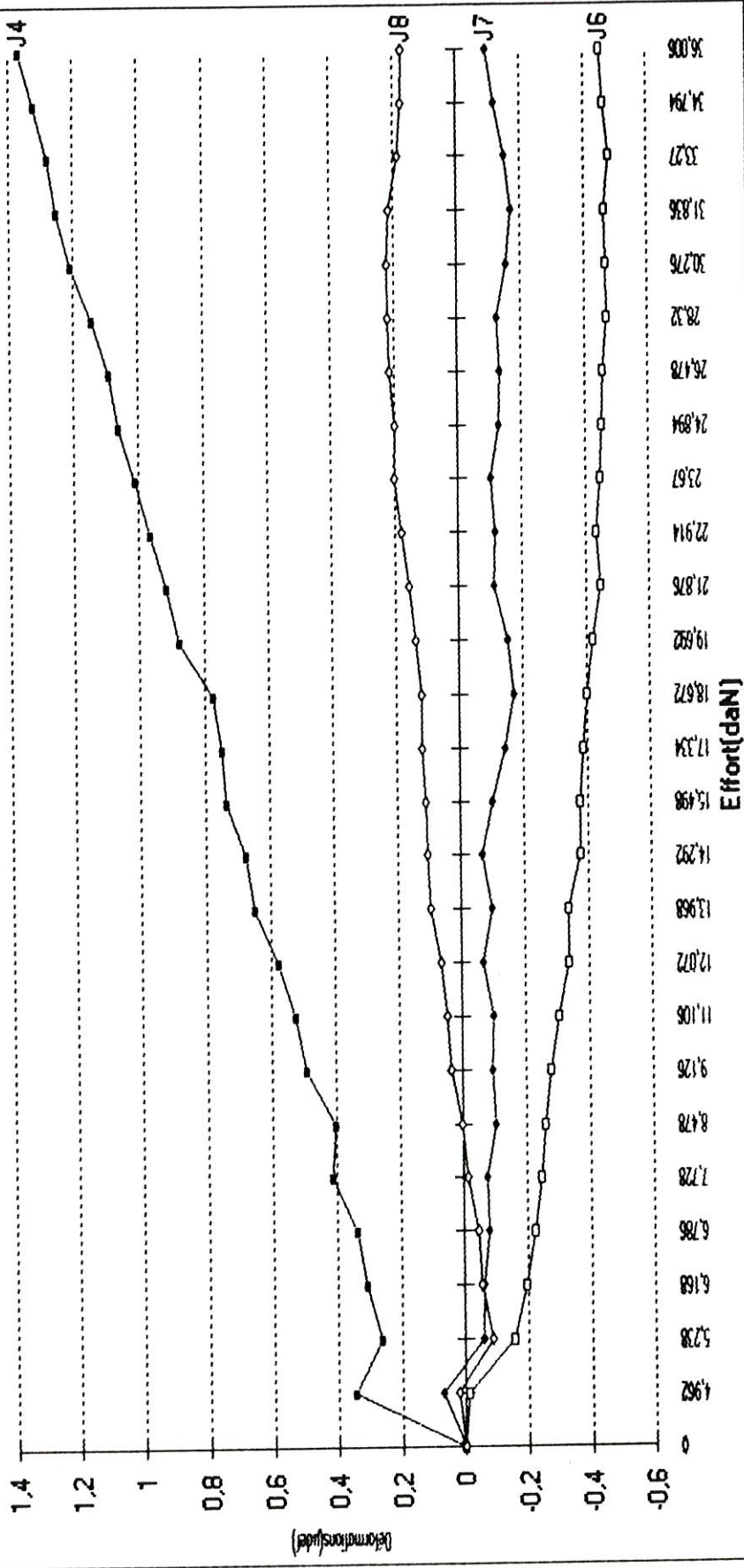
COURBE EFFORT/DEFORMATIONS - JAUGES GAUCHES - B1E2 - charge sur aile iliaque



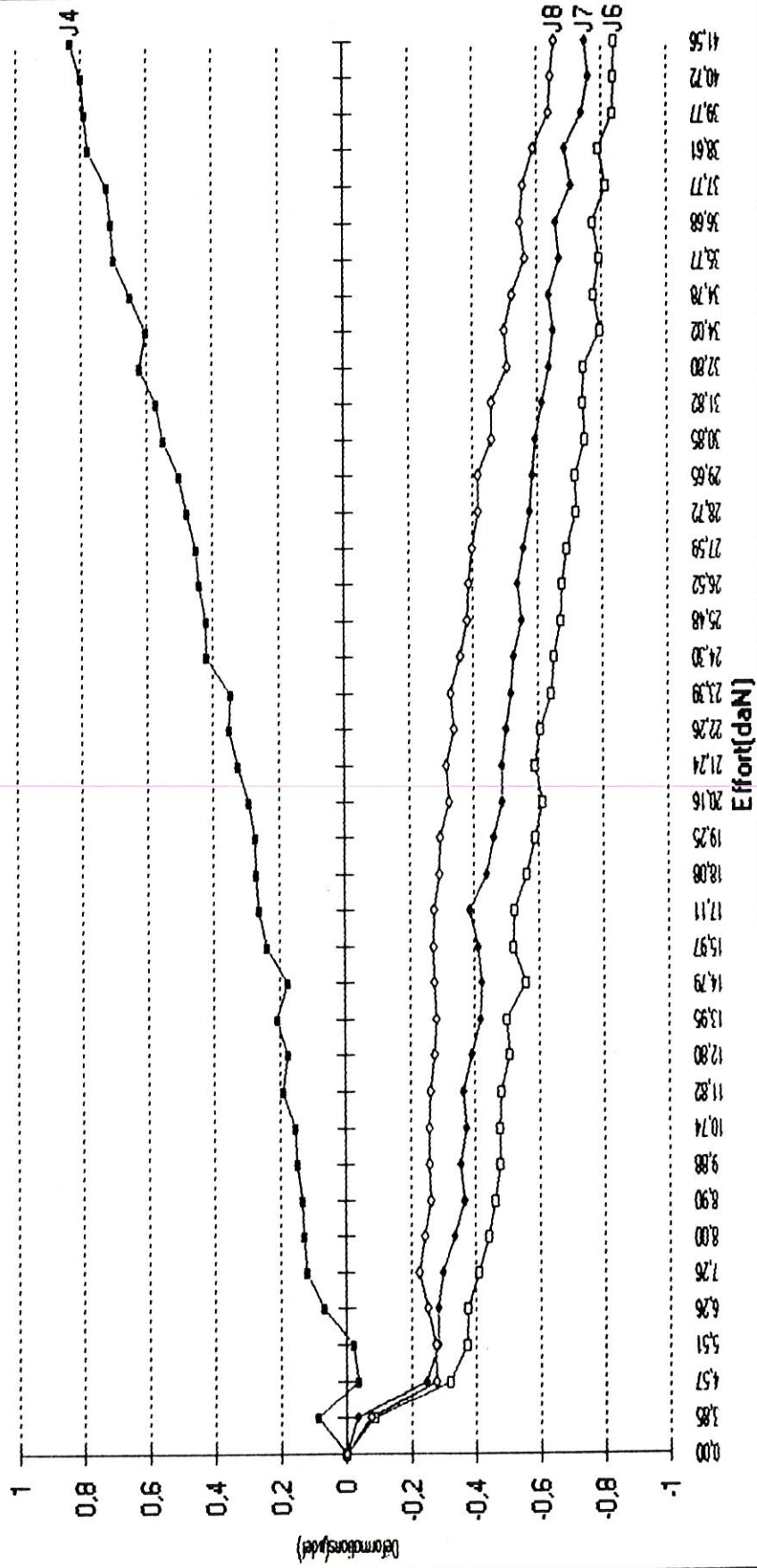
COURBES EFFORT/DEFORMATIONS - JAUGES GAUCHES - Bassin2 Essai1 - Charge sur crête illaque



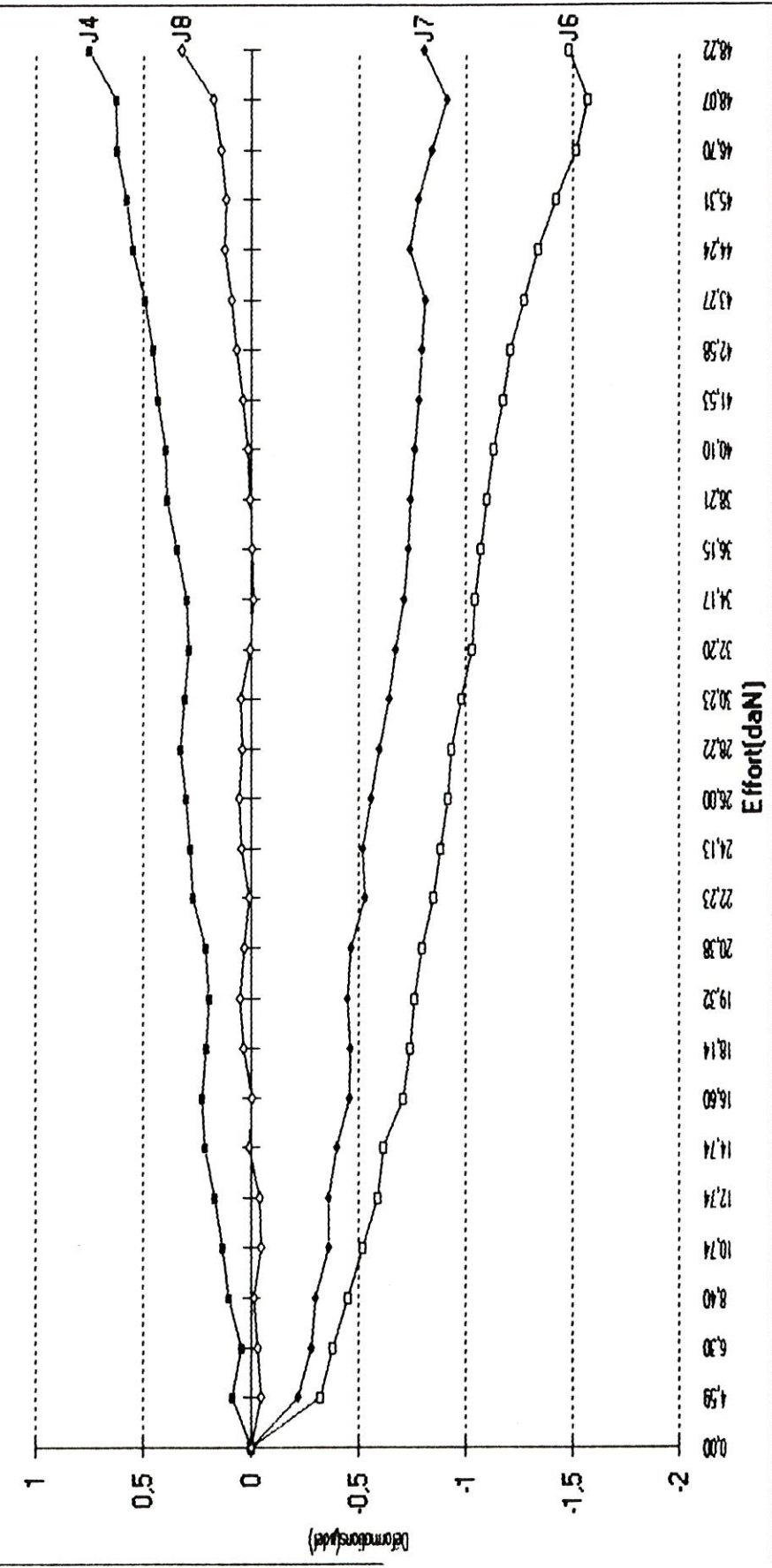
COURBES EFFORT/DEFORMATIONS - JAUGES GAUCHES - Bassin3 Essai1 -
Charge sur crête iliaque



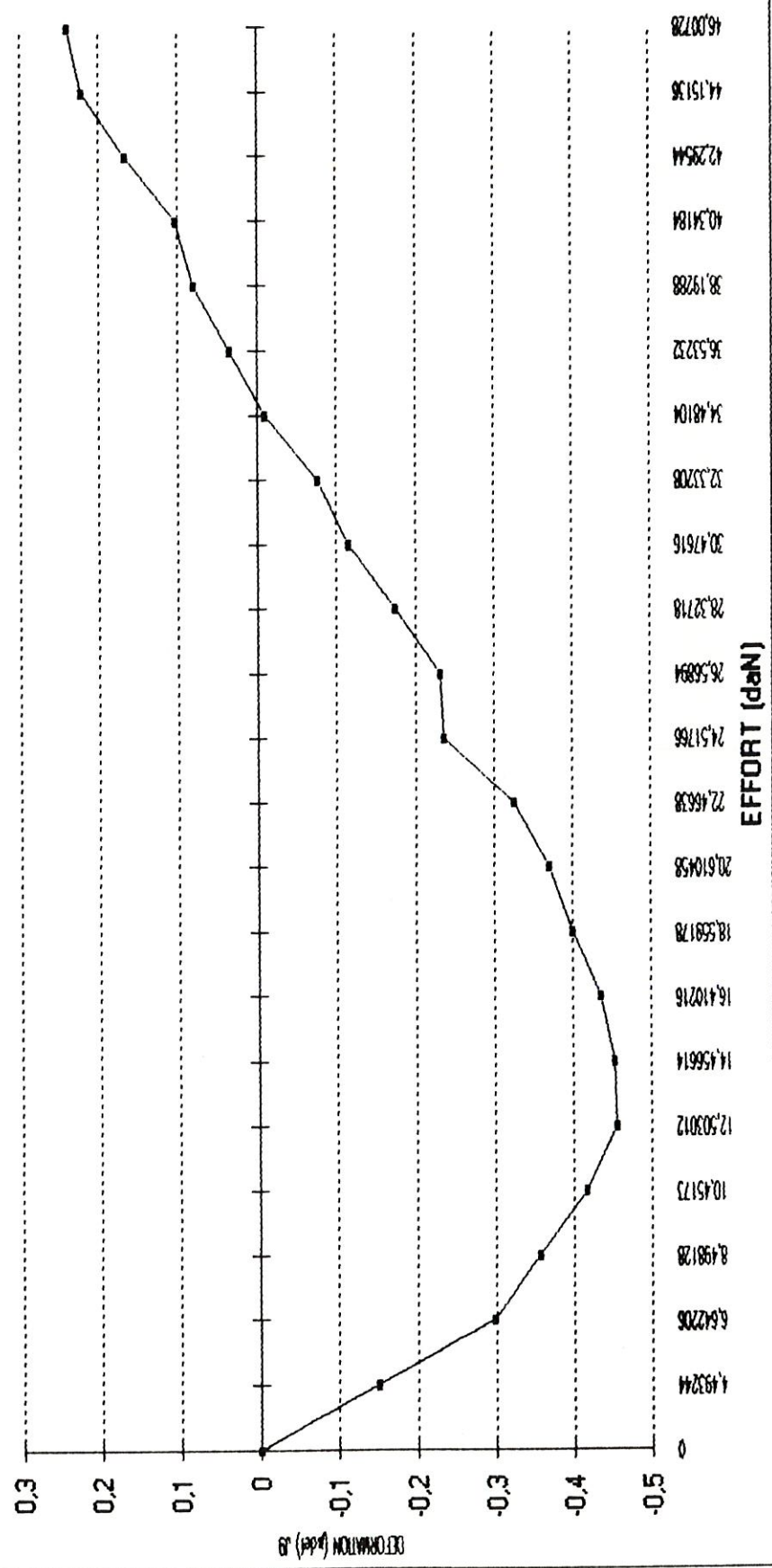
**COURBES EFFORT/DEFORMATIONS - JAUGES GAUCHES - Bassin4 Essai1 -
Charge sur crête iliaque**



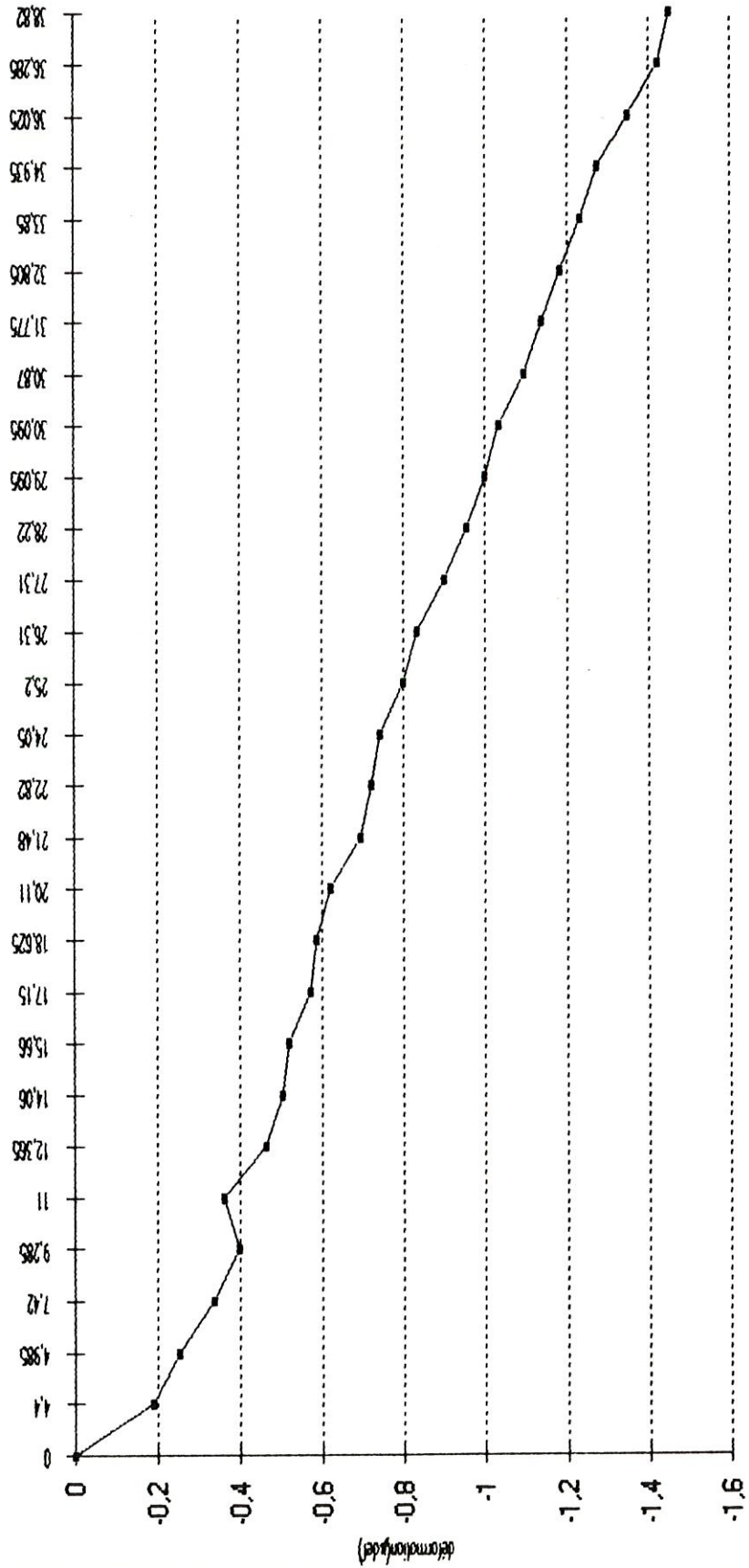
COURBES EFFORT/DEFORMATIONS - JAUGES GAUCHES - Bassin5 Essai1 - charge sur crête iliaque



DEFORMATIONS DE L'AILE ILIAQUE - BASSIN N°1 - ESSAI 2 - charge sur aile iliaque

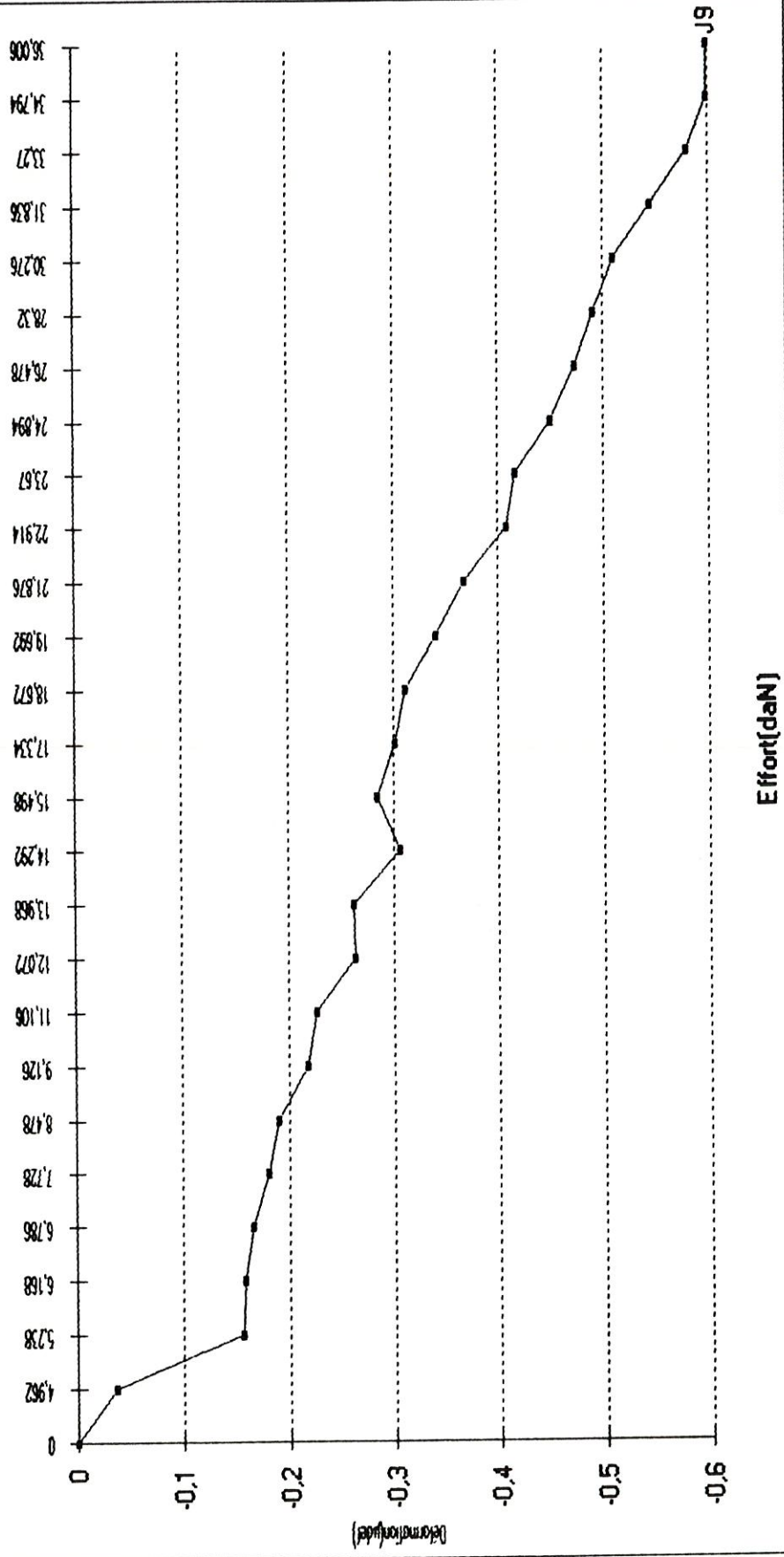


**COURBE EFFORT/DEFORMATION DE LA JAUGE ILIAQUE - Bassin2 Essai 1 -
Charge sur crête iliaque**

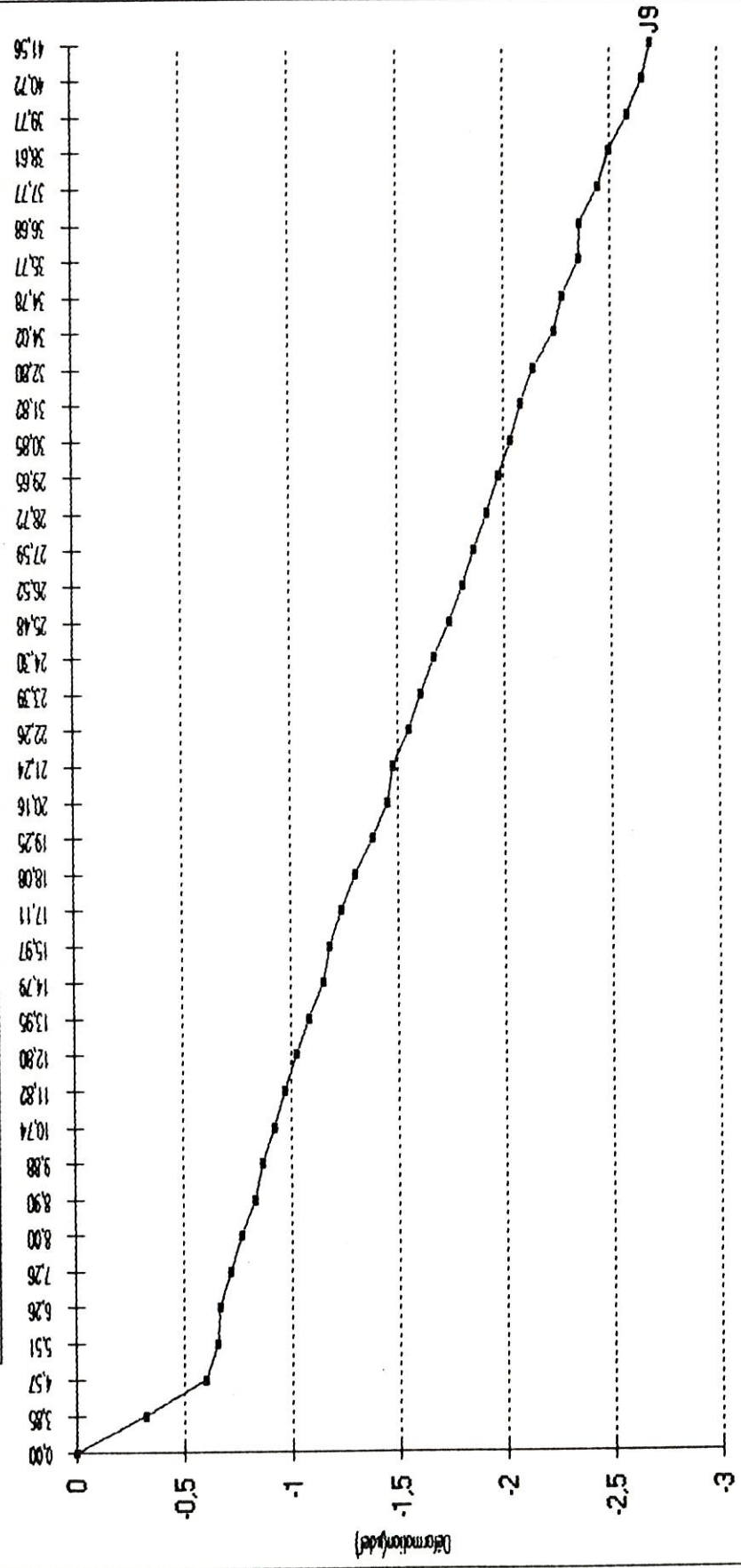


Effort(daN)

COURBE EFFORT/DEFORMATION DE LA JAUGE ILIAQUE - Bassin3 Essai1 - Charge sur crête iliaque

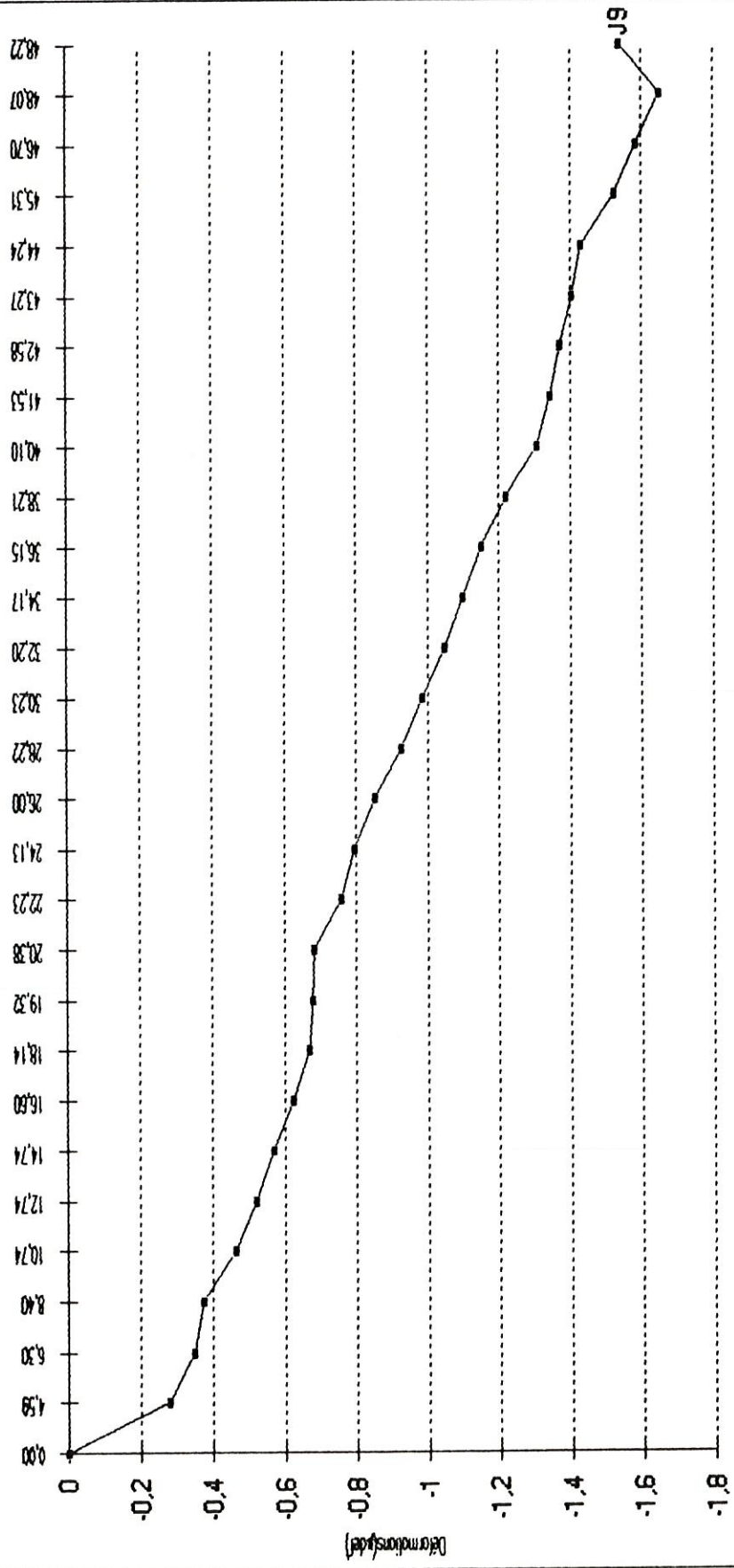


COURBE EFFORT/DEFORMATION - JAUGE ILIAQUE - Bassin4 Essai1 - Charge
 sur crête iliaque



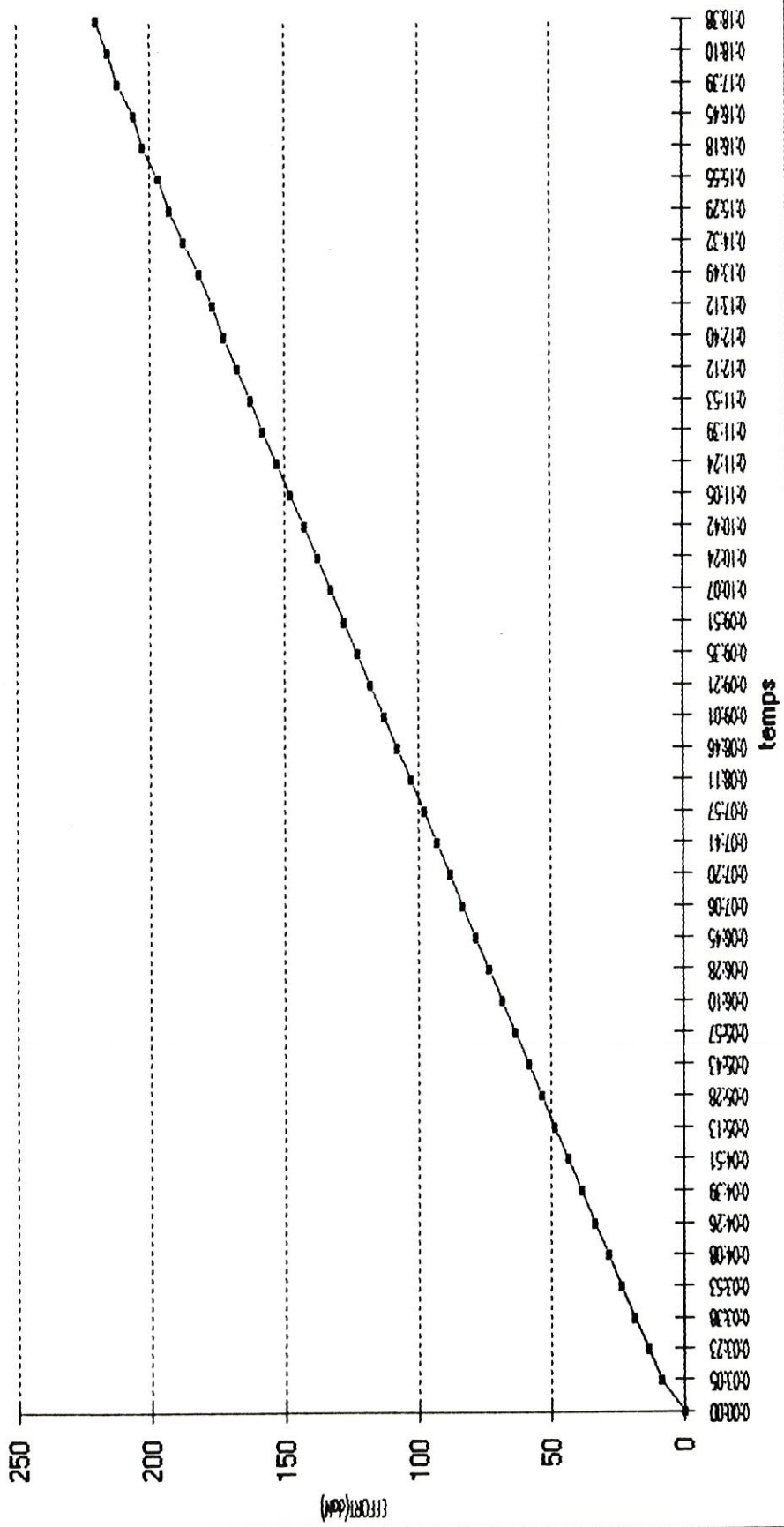
Effort(daN)

COURBE EFFORT/DEFORMATION - JAUGE ILIAQUE - Bassin5 Essai1 - charge sur crête iliaque

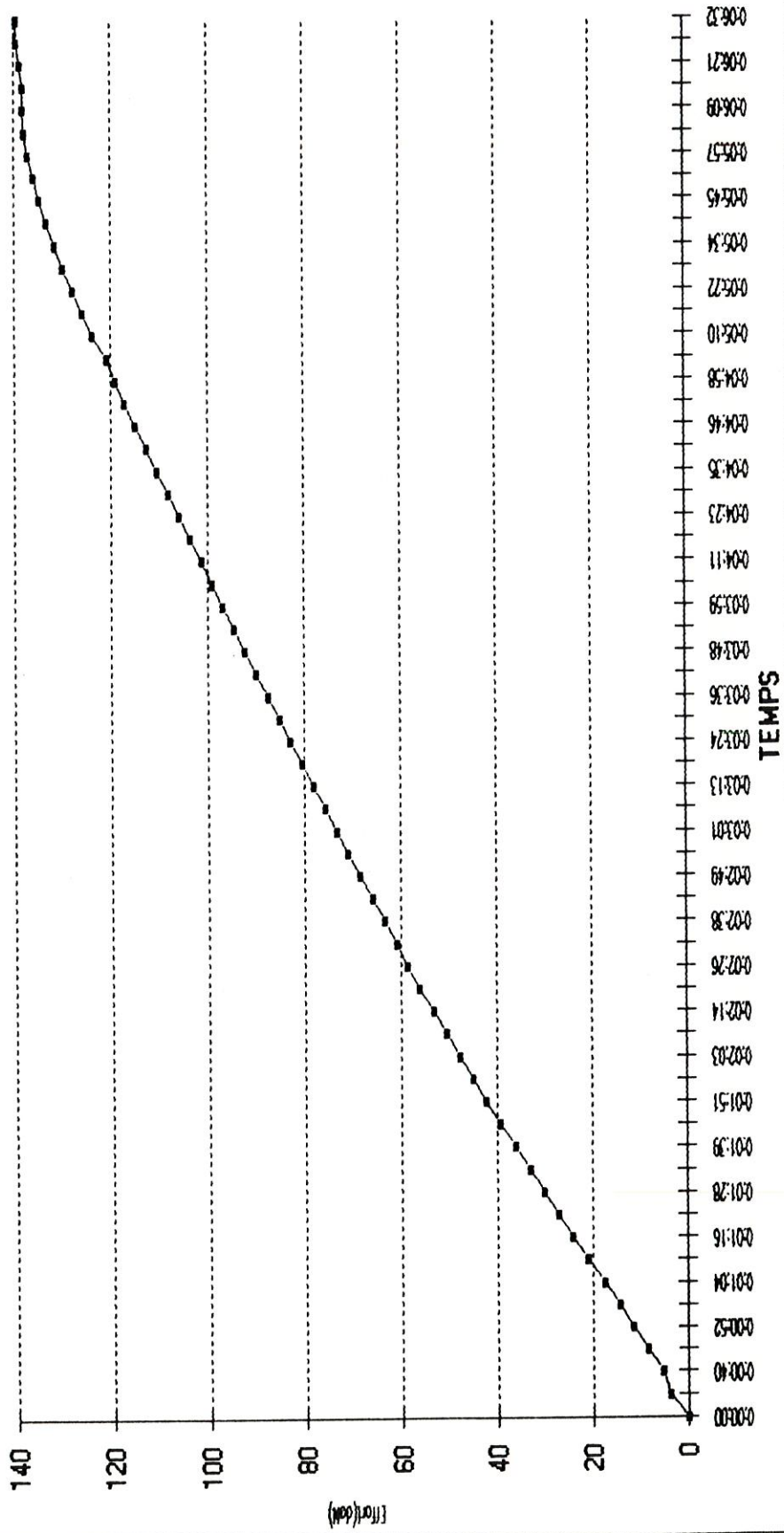


Effort(daN)

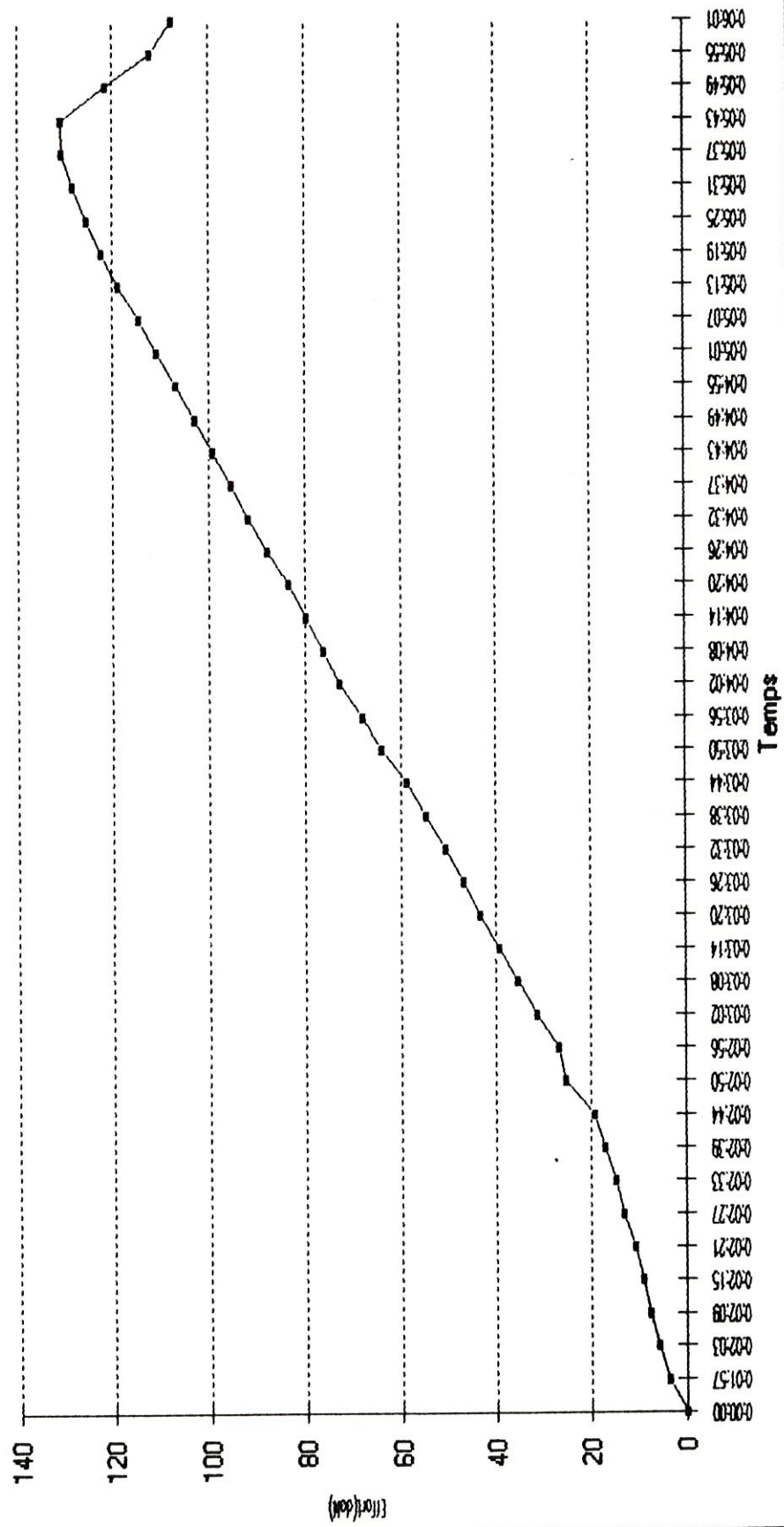
COURBE EFFORT/TEMPS - B1E3 - CHARGE SUR COTYLE



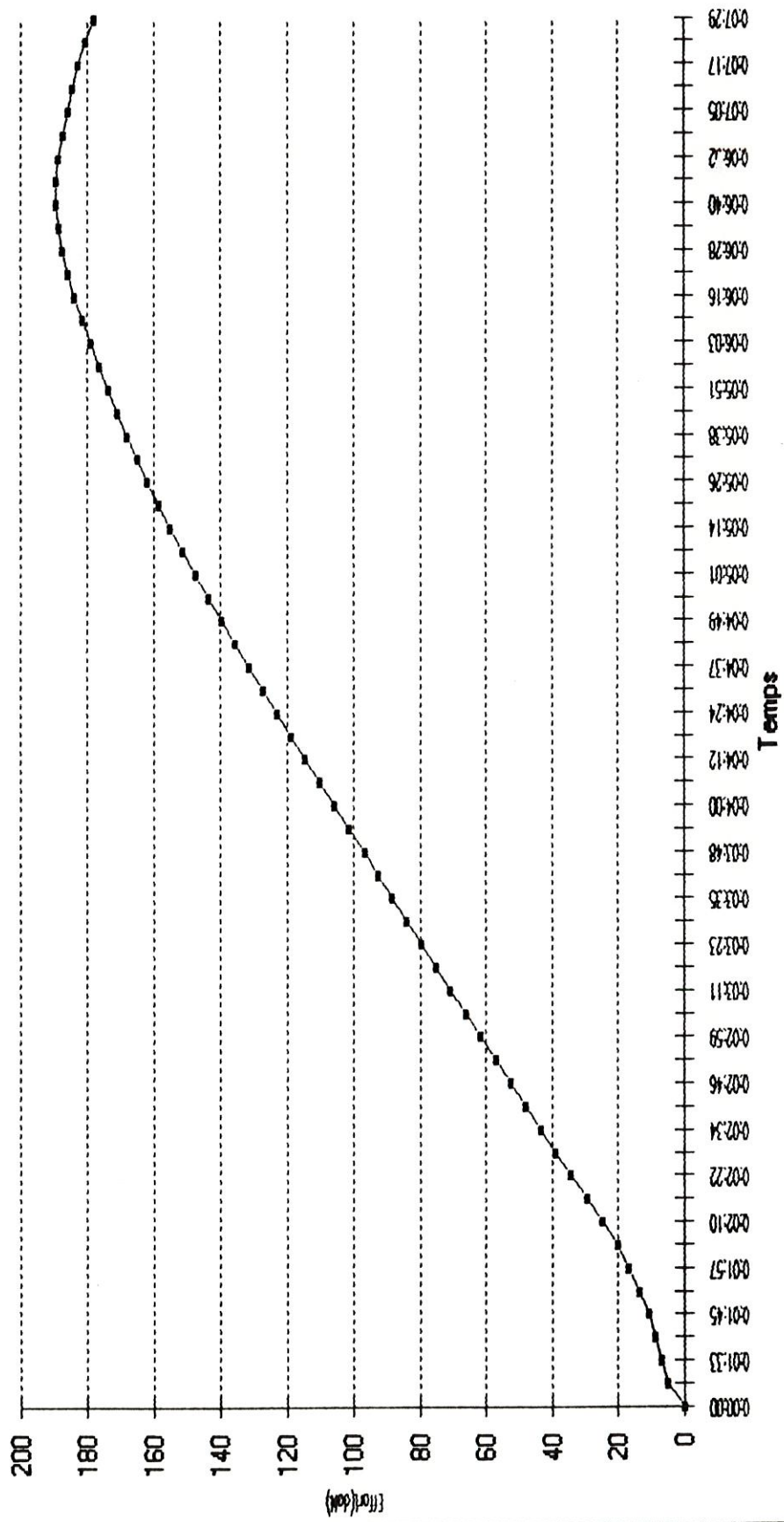
COURBE EFFORT/TEMPS - B2E6 - Charge sur cotyle



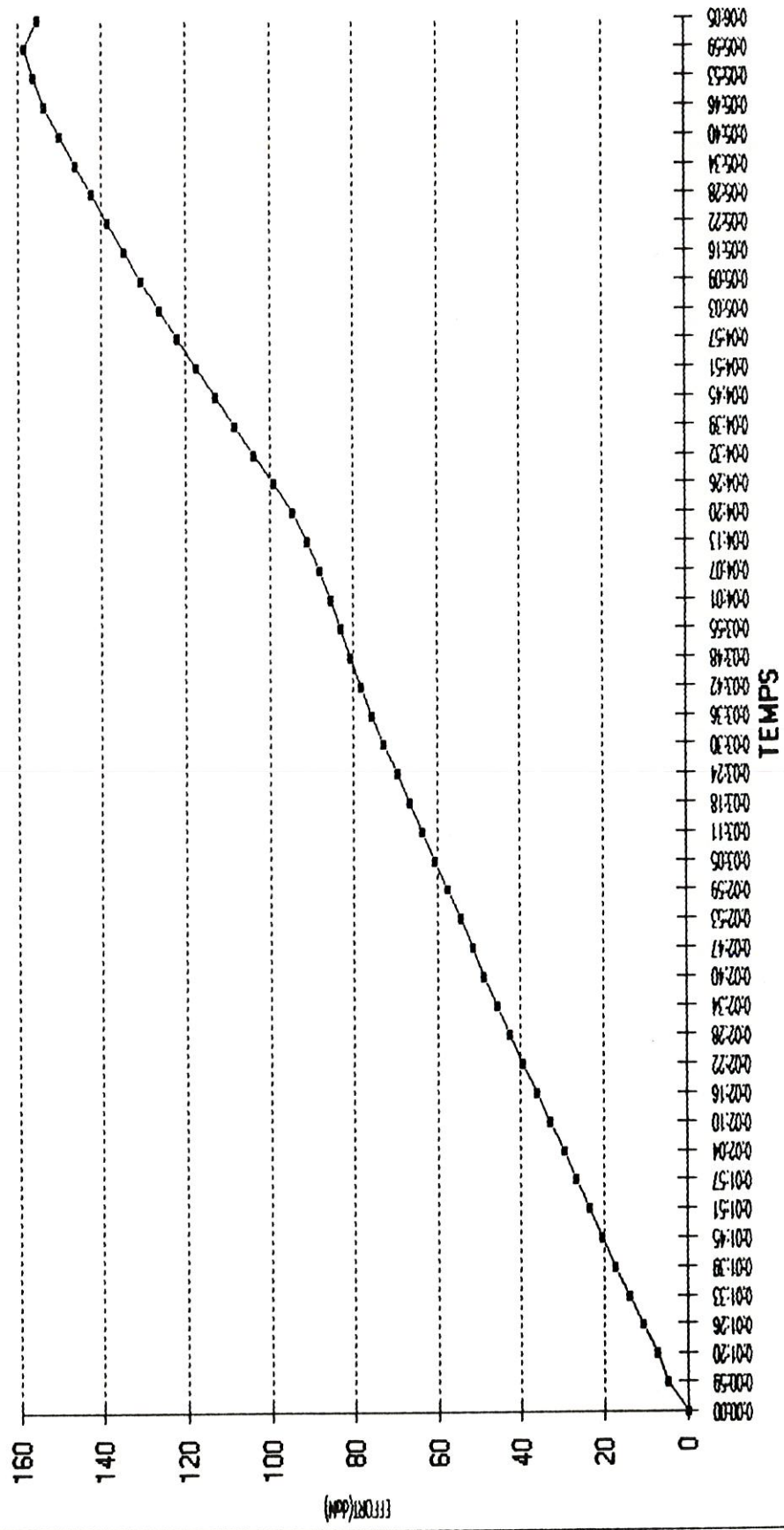
COURBE EFFORT/TEMPS - B3E6 - Charge sur cotyle



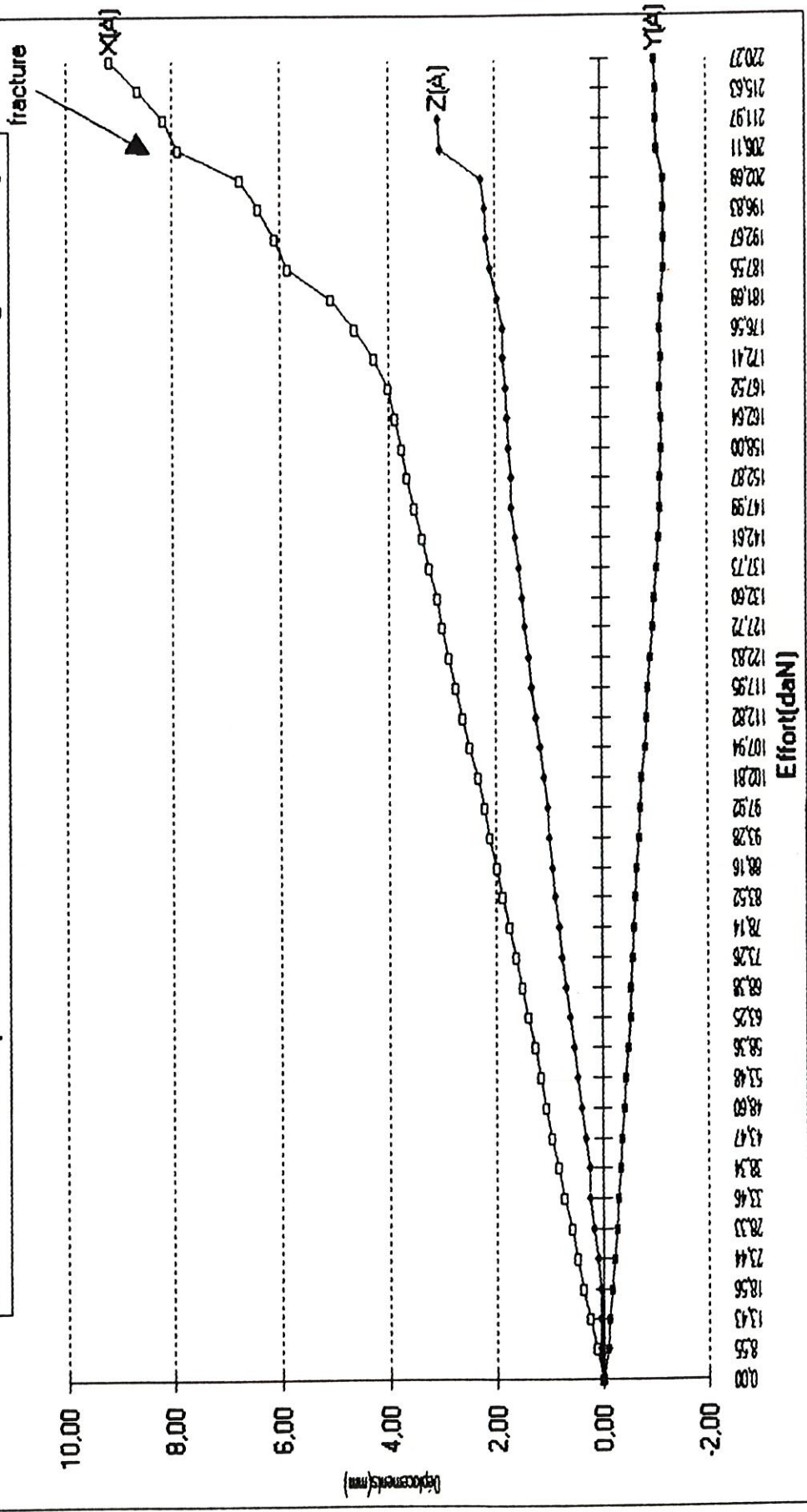
COURBE EFFORT/TEMPS - B4E5 - Charge sur cotyle



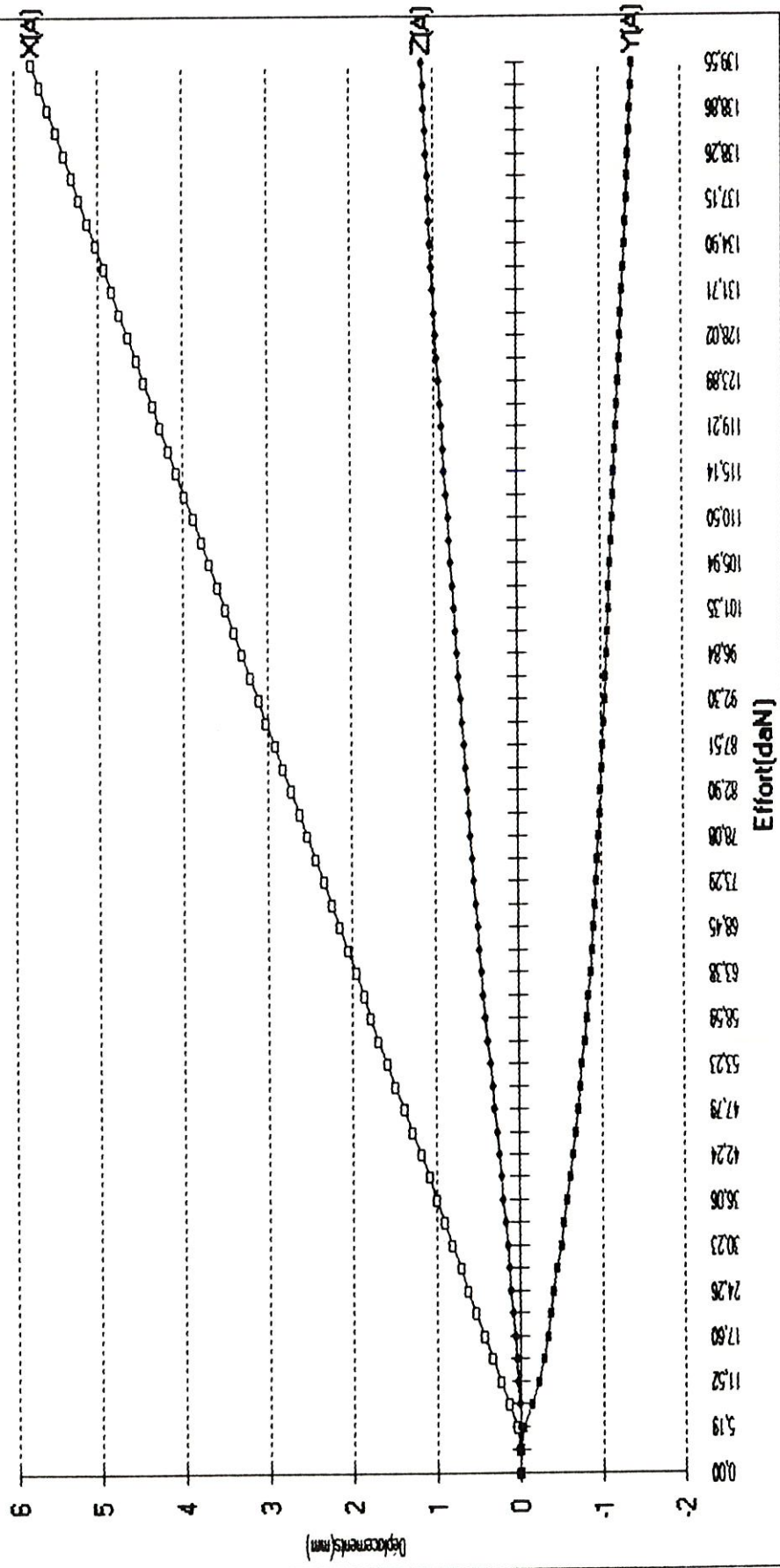
COURBE EFFORT/TEMPS - B5E5 - Charge sur cotyle



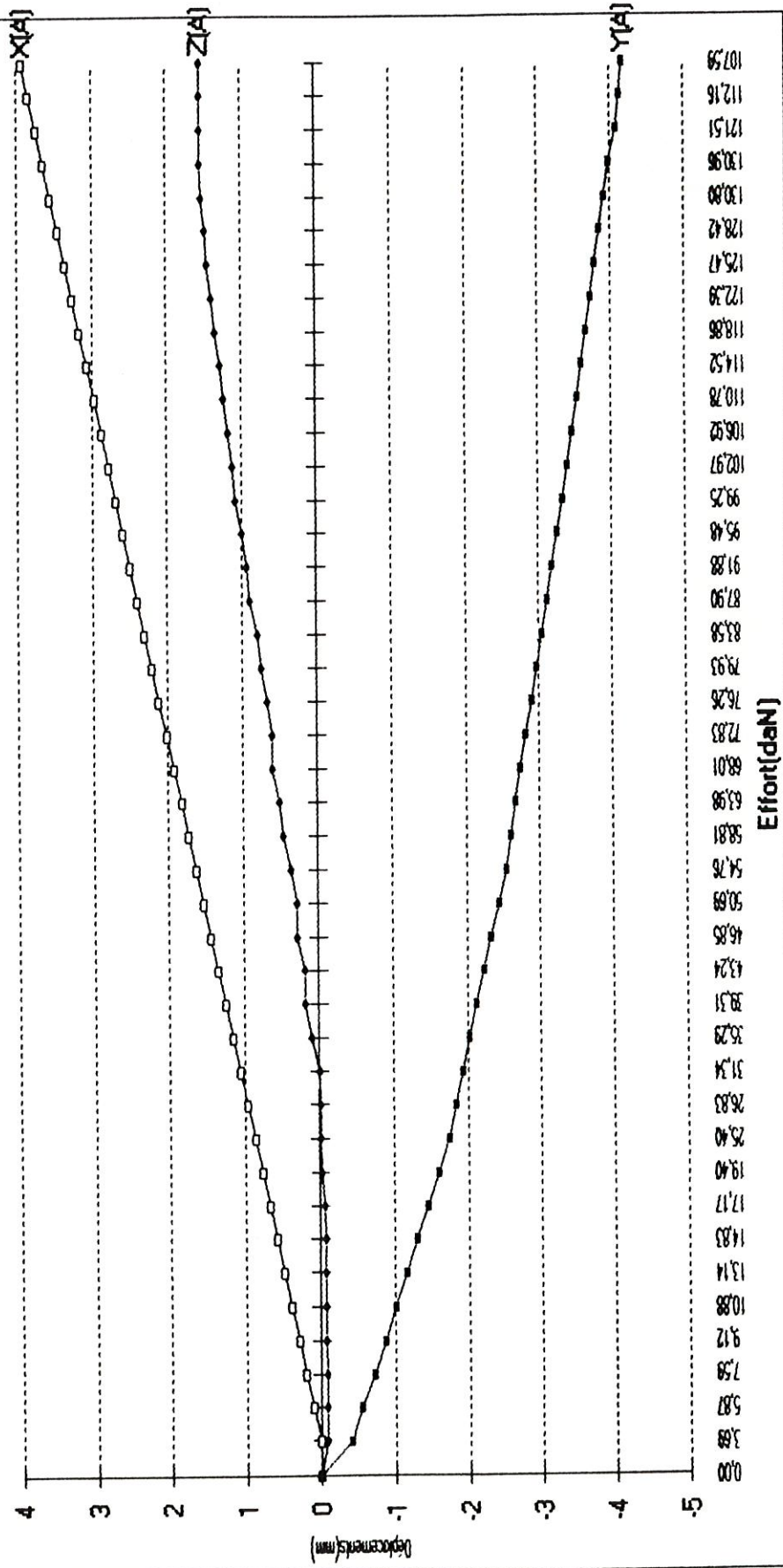
COURBE EFFORT/DEPLACEMENTS en A - Bassin 1 - Essai 3 - Charge sur cotyle



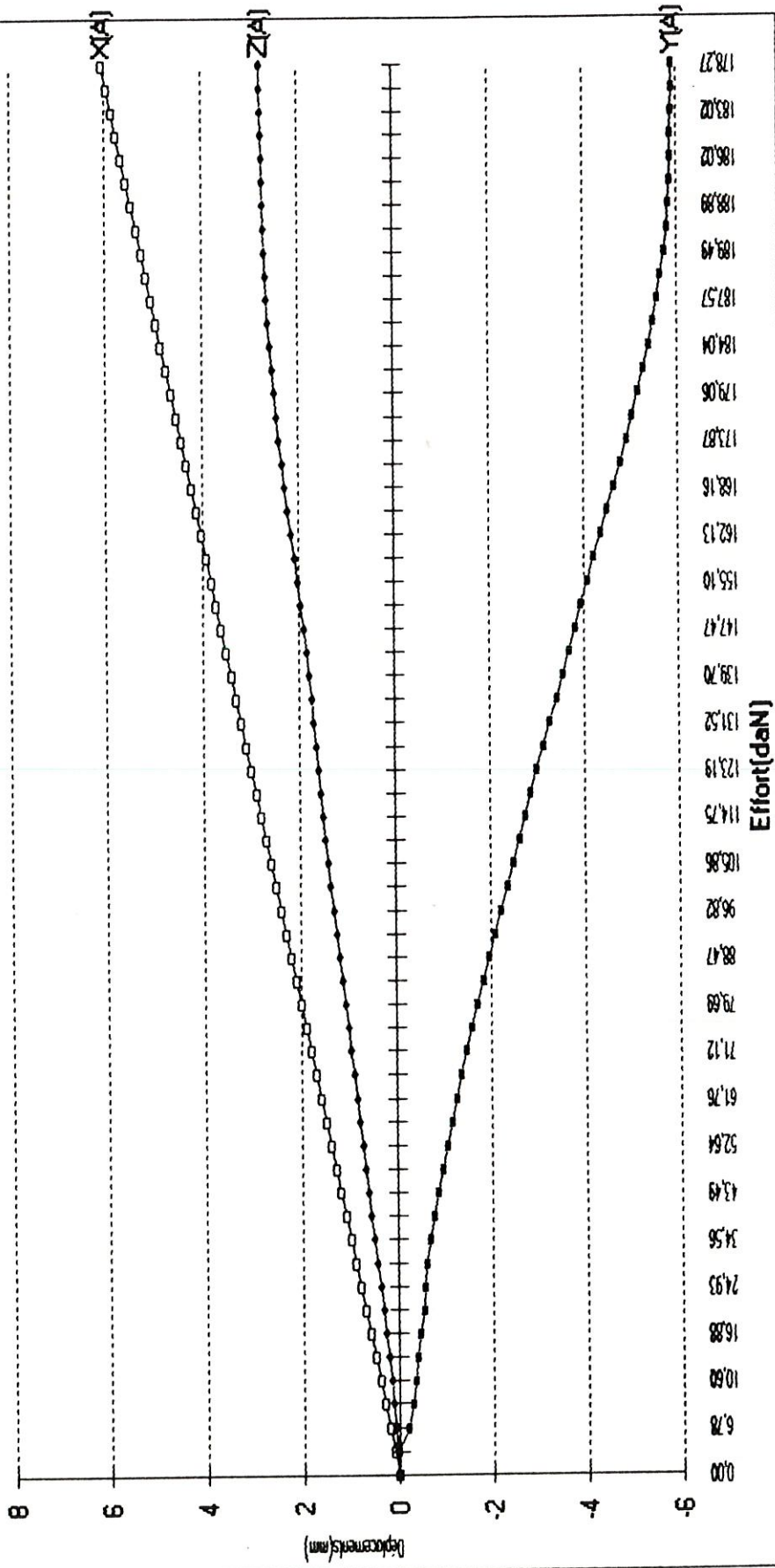
COURBES EFFORT/DEPLACEMENTS EN A - B2E6 - Charge sur cotyle



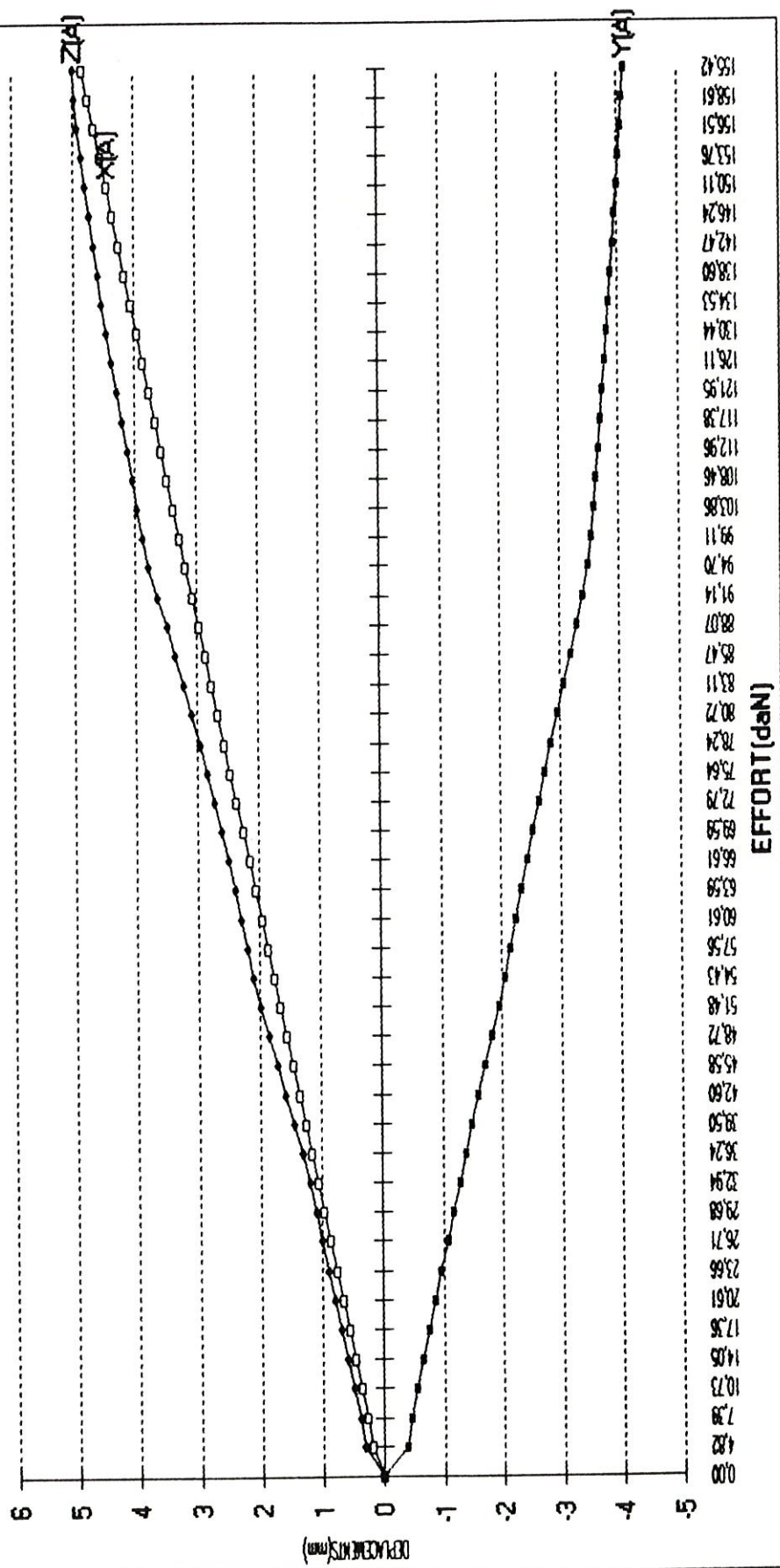
COURBES EFFORT/DEPLACEMENTS EN A - B3E6 - Charge sur cotyle



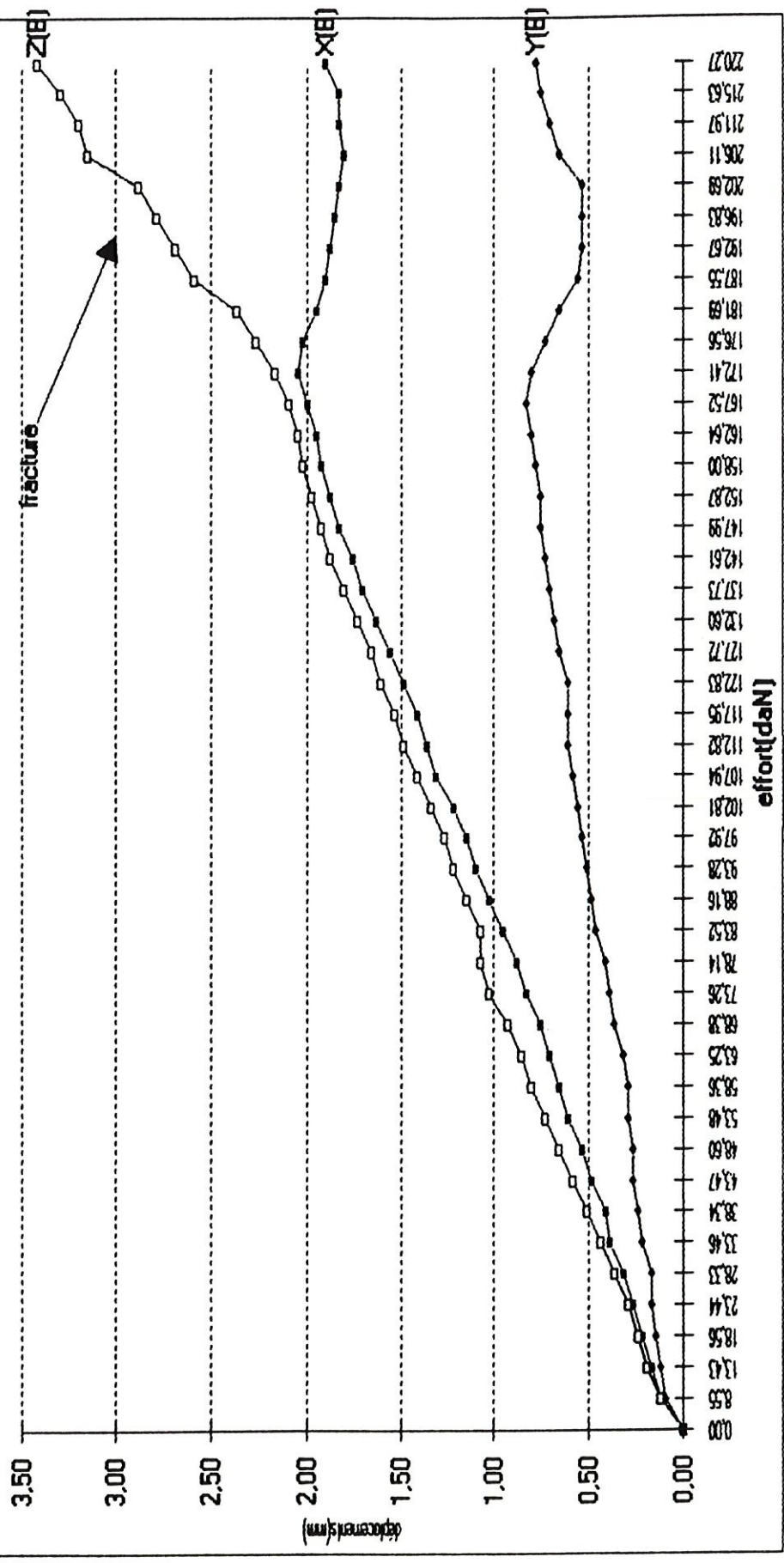
COURBES EFFORT/DEPLACEMENTS EN A - B4E5 - Charge sur cotyle



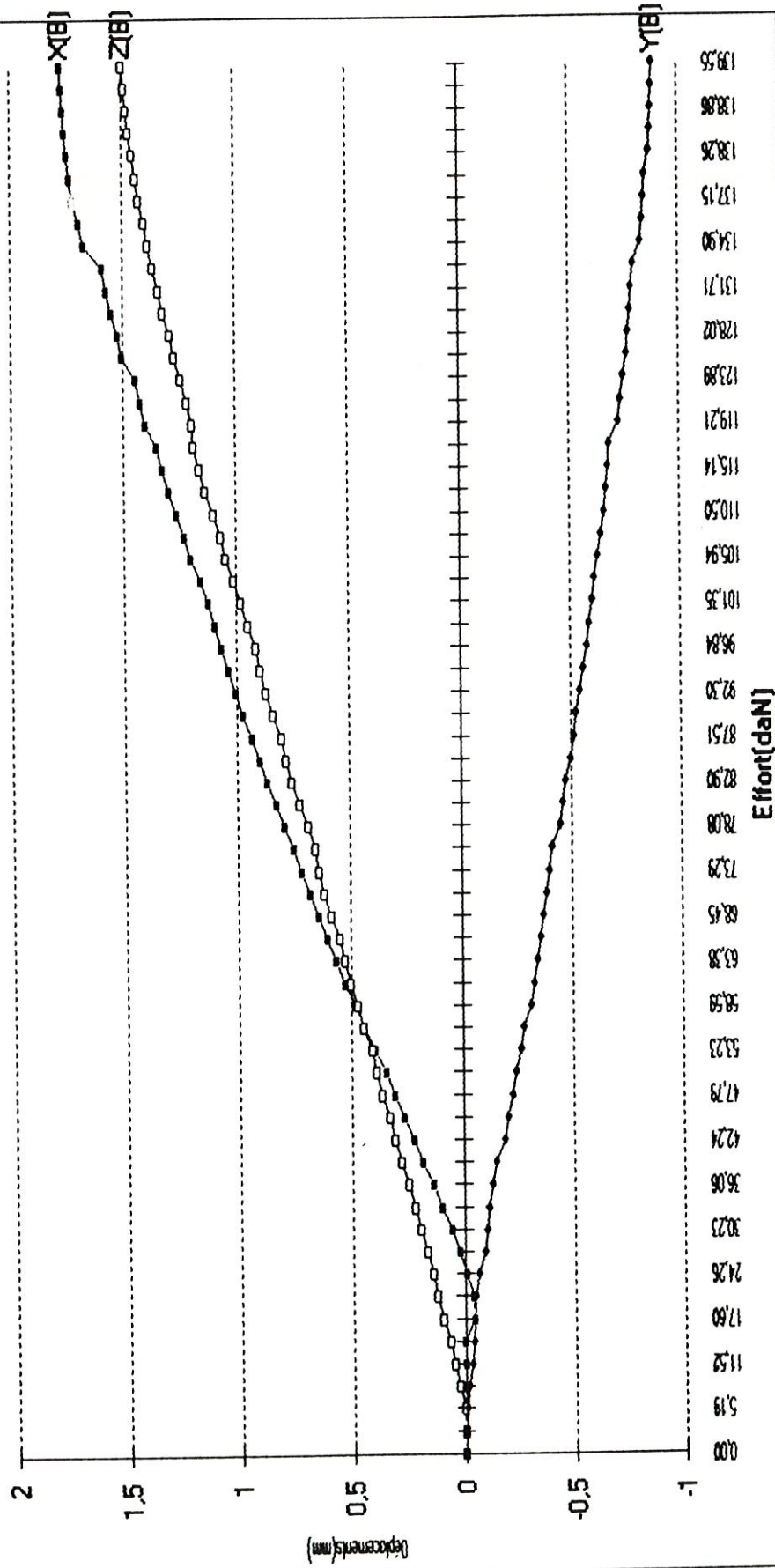
COURBES EFFORT/DEPLACEMENTS EN A - B5E5 - Charge sur cotyle



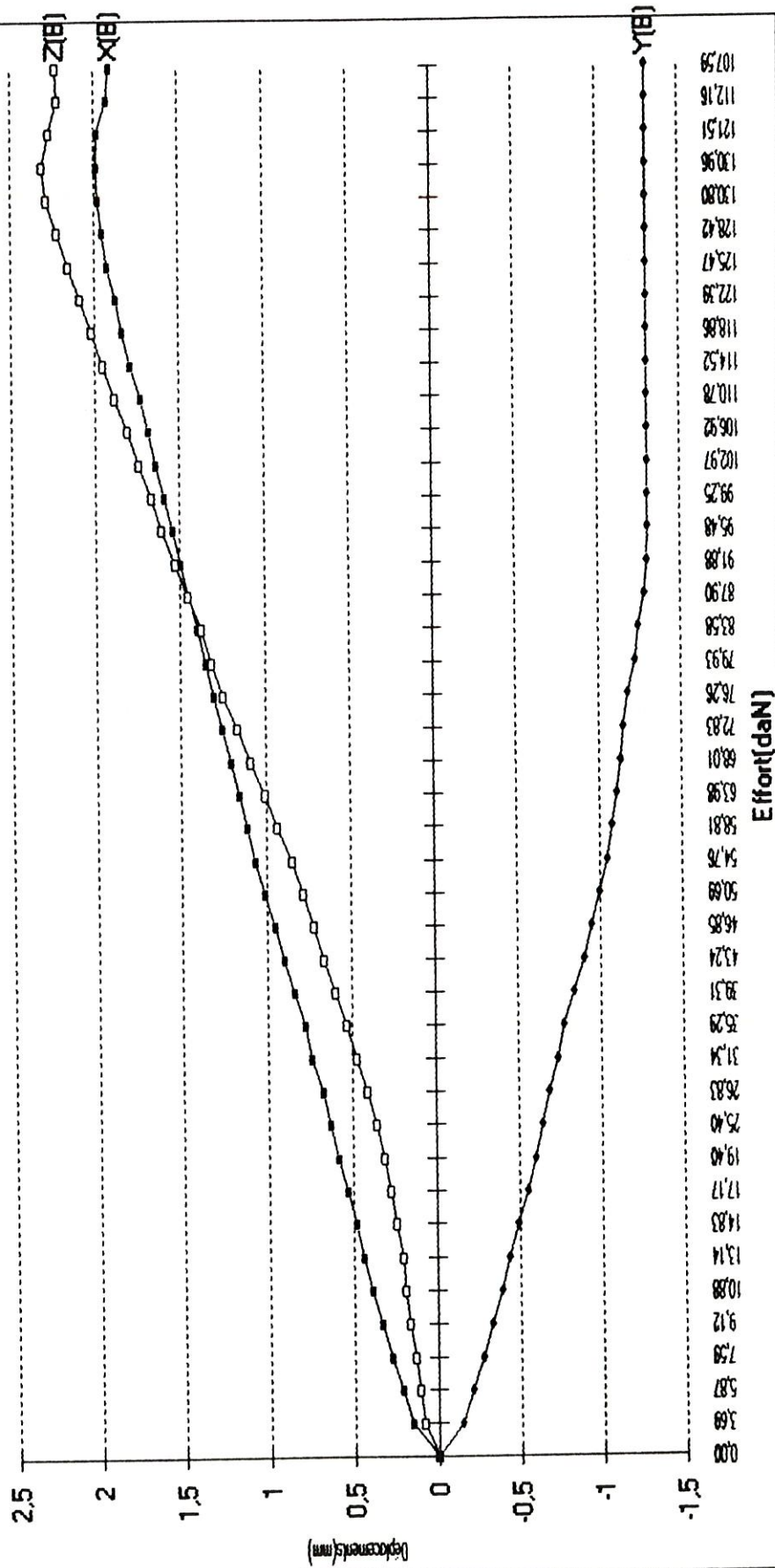
COURBE EFFORT/DEPLACEMENTS en B - B1E3 - Charge sur cotyle



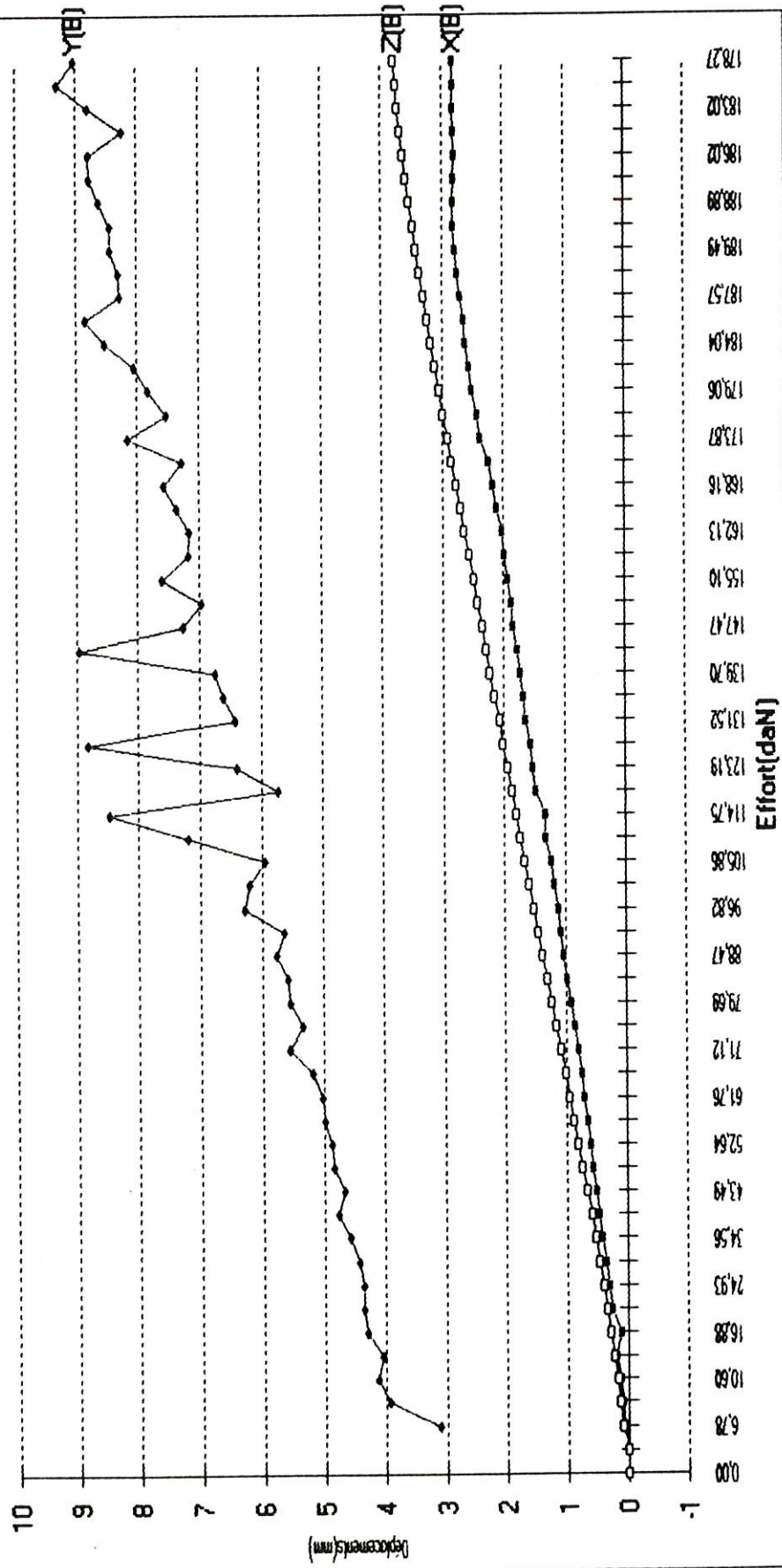
COURBES EFFORT/DEPLACEMENTS EN B - B2E6 - Charge sur cotyle



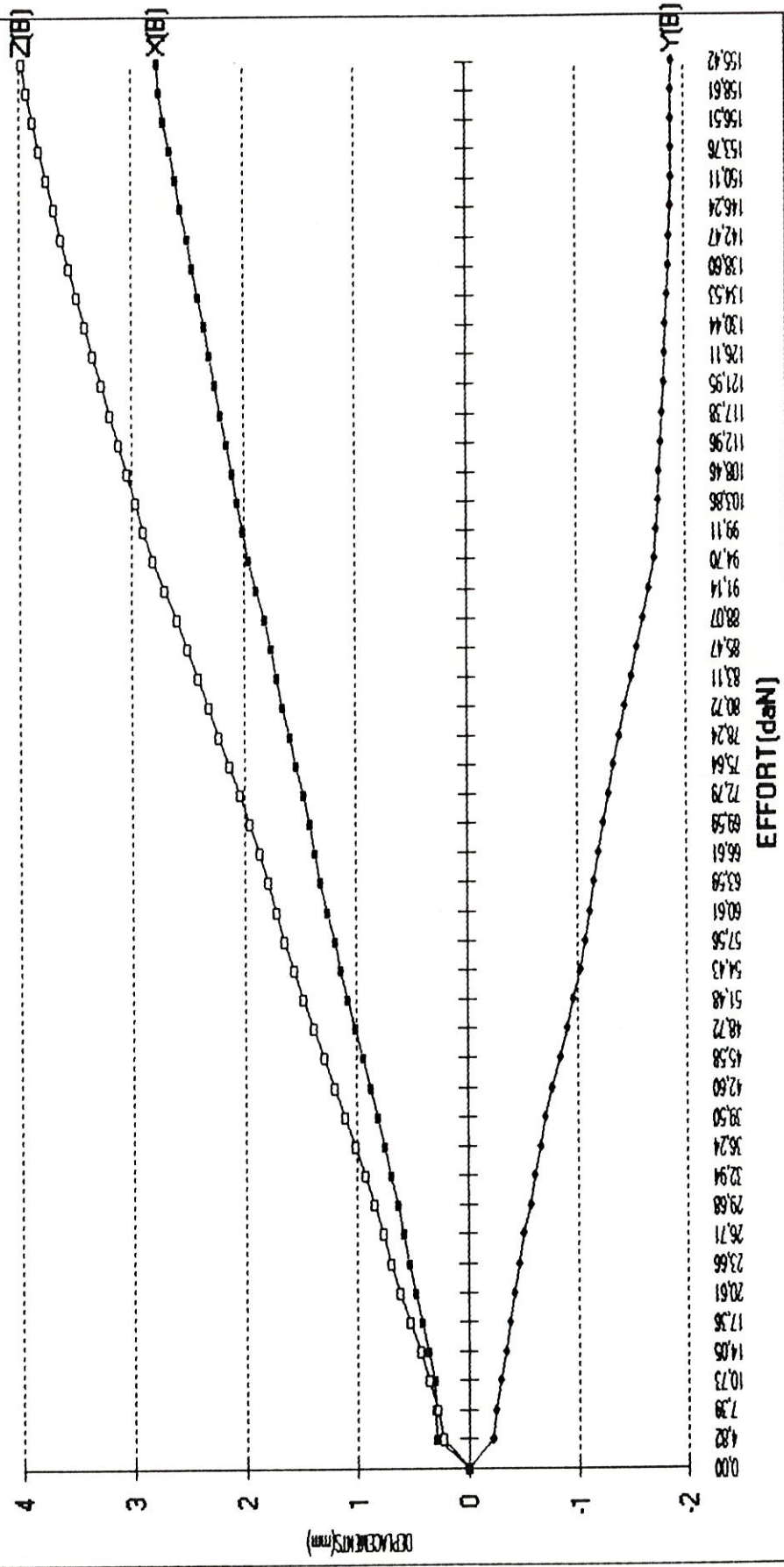
COURBES EFFORT/DEPLACEMENTS EN B - B3E6 - Charge sur cotyle



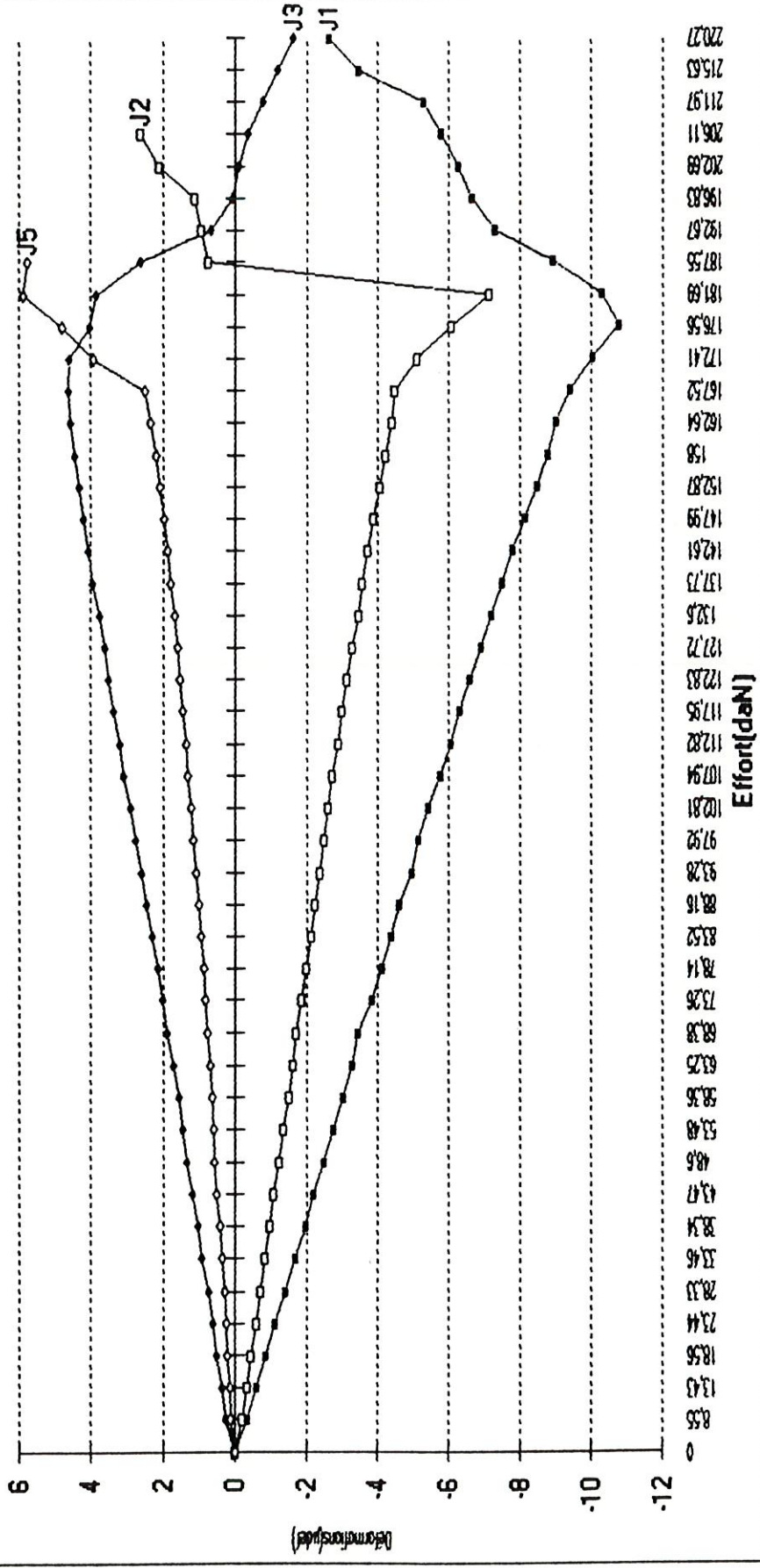
COURBES EFFORT/DEPLACEMENTS EN B - B4E5 - Charge sur cotyle



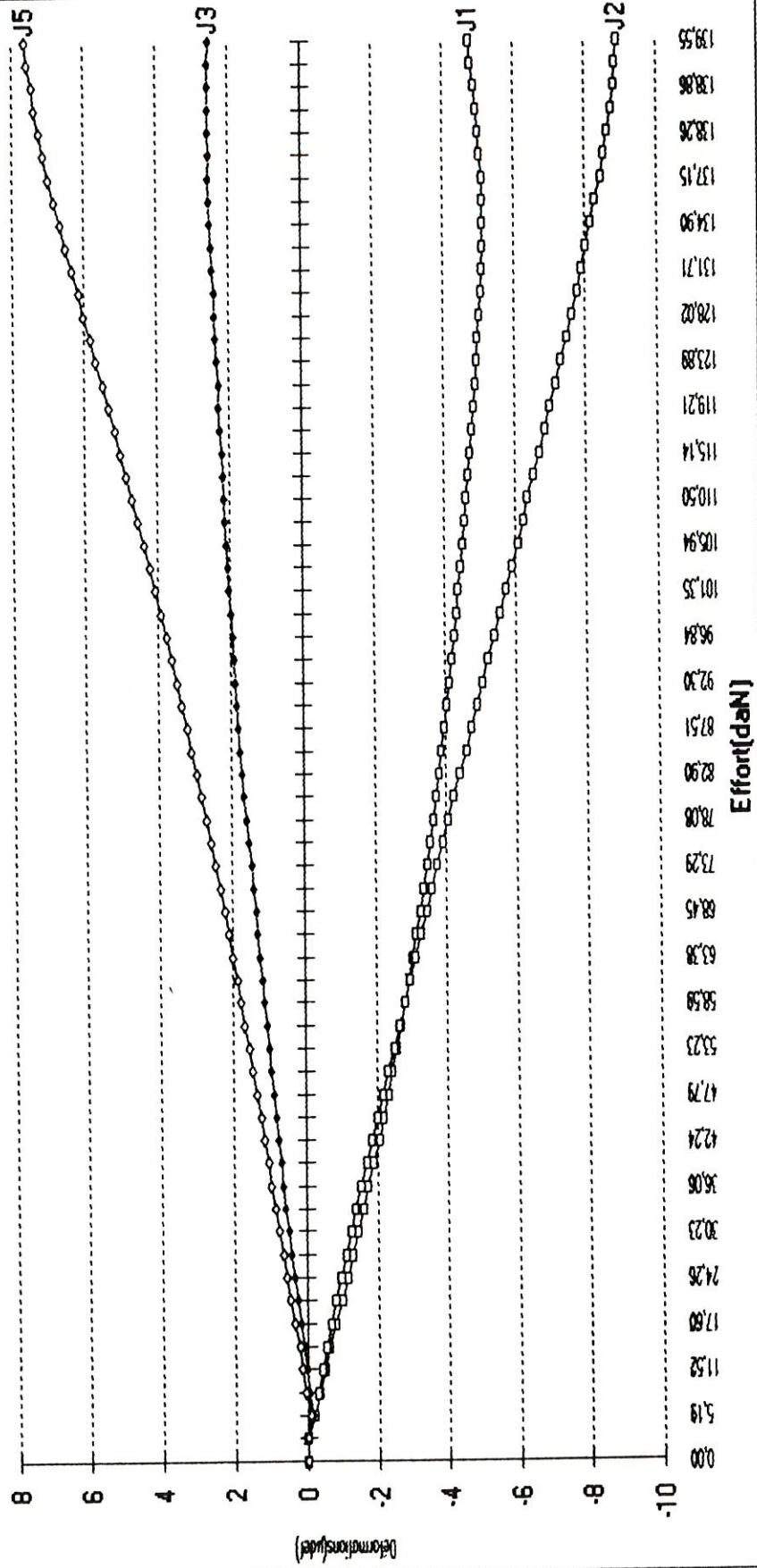
COURBES EFFORT/DEPLACEMENTS EN B - B5E5 - Charge sur cotyle



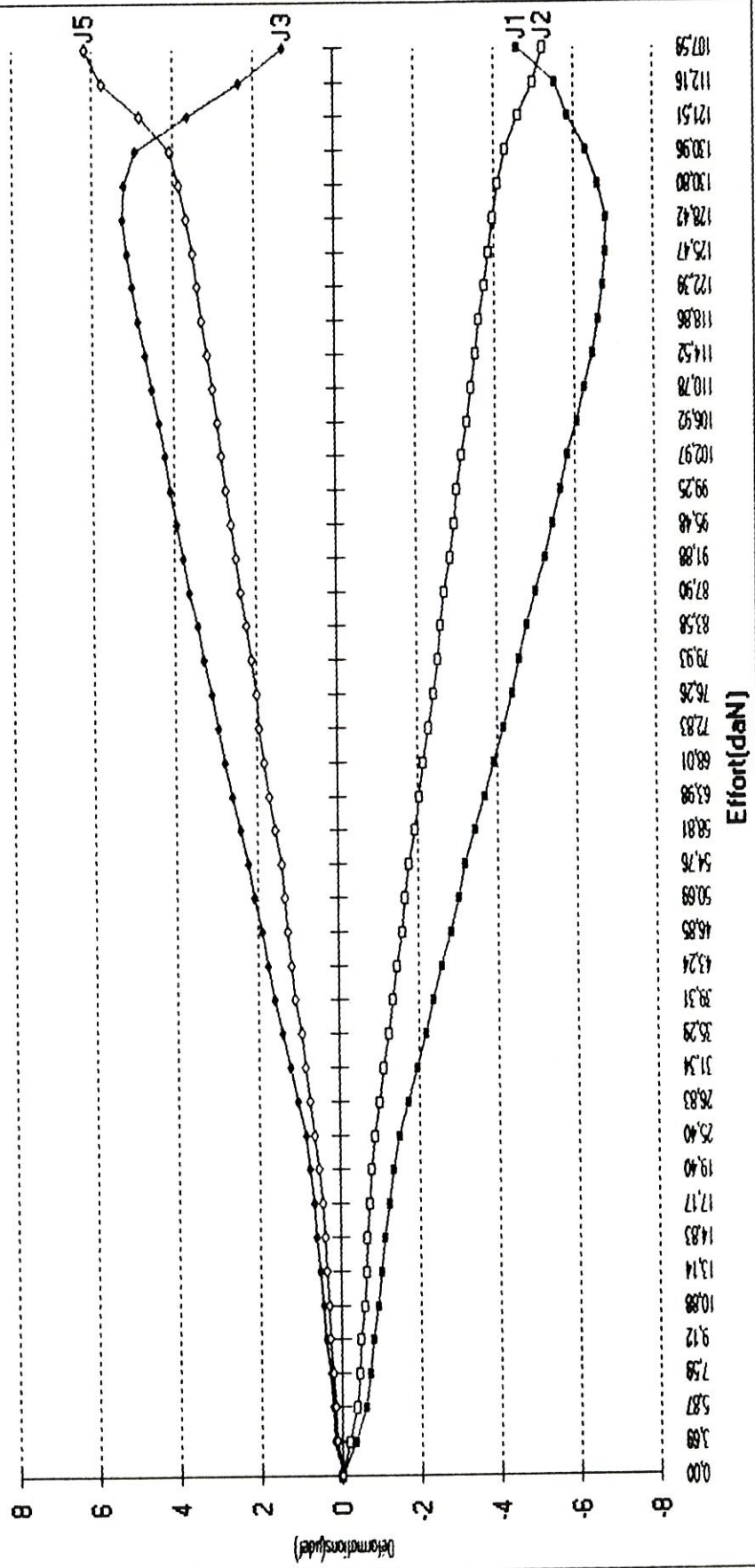
COURBES EFFORT/DEFORMATIONS - JAUGES DROITES - B1E3 - Charge sur cotyle



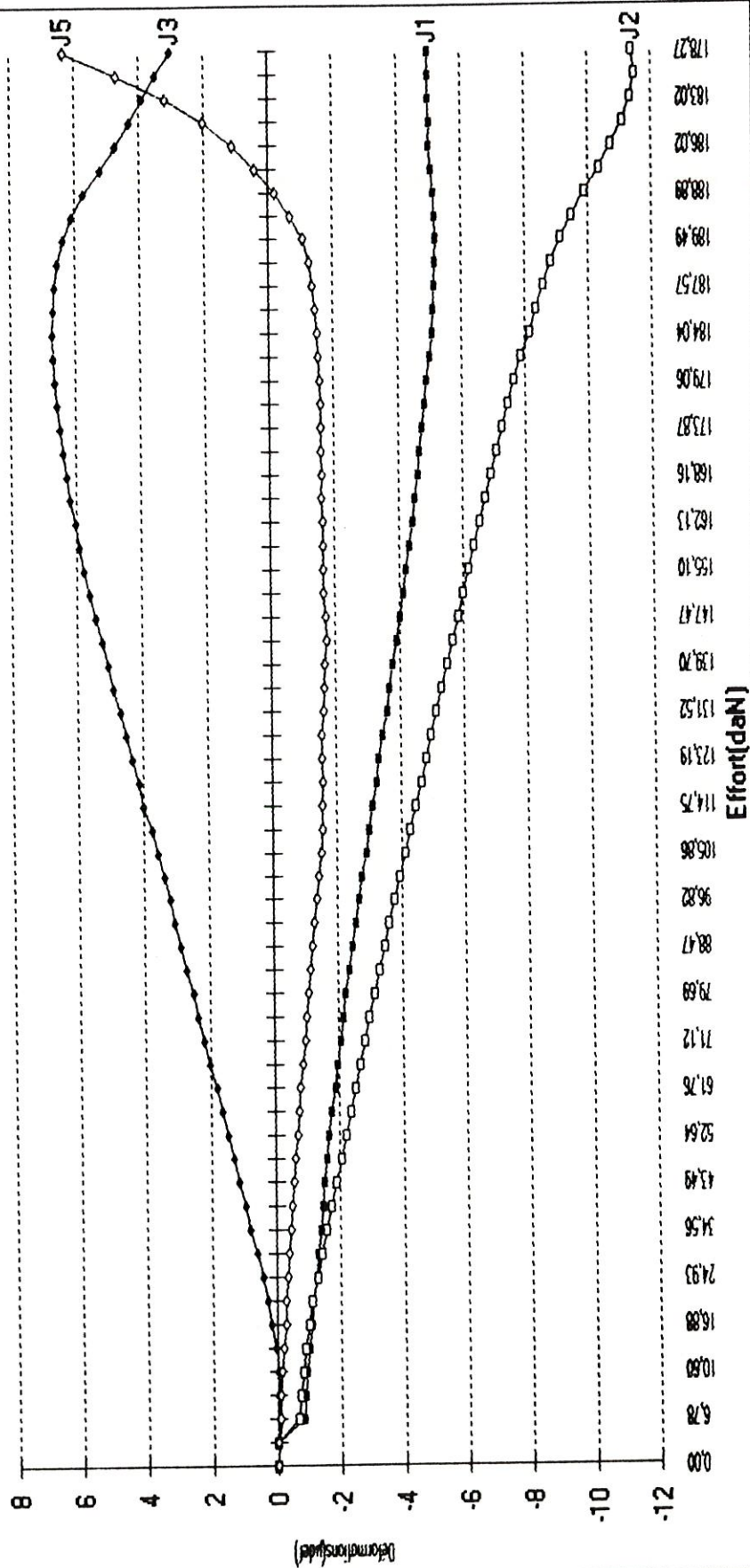
COURBES EFFORT/DEFORMATIONS - JAUGES DROITES - B2E6 - Charge sur cotyle



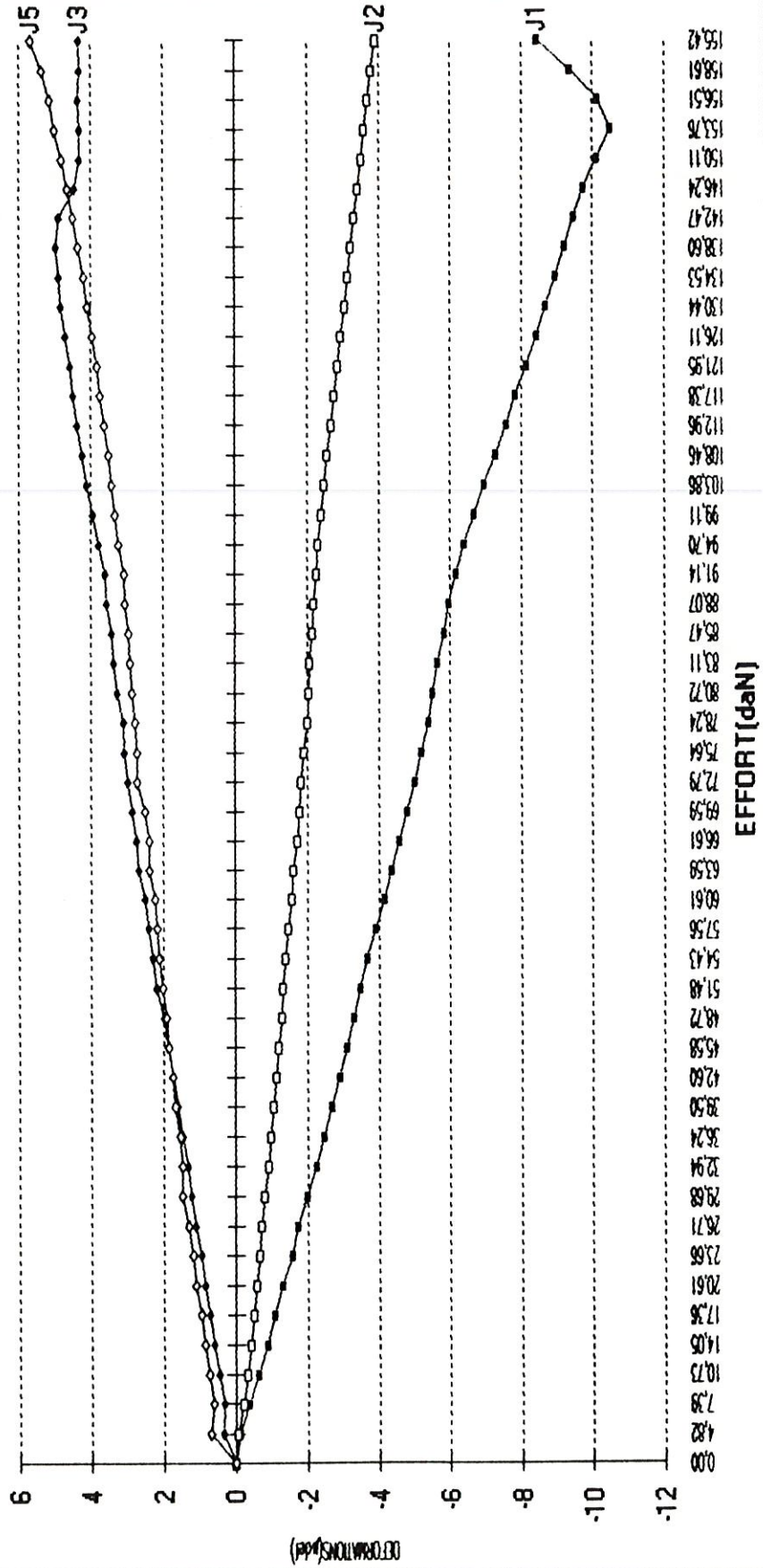
COURBES EFFORT/DEFORMATIONS - JAUGES DROITES - B3E6 - Charge sur cotyle



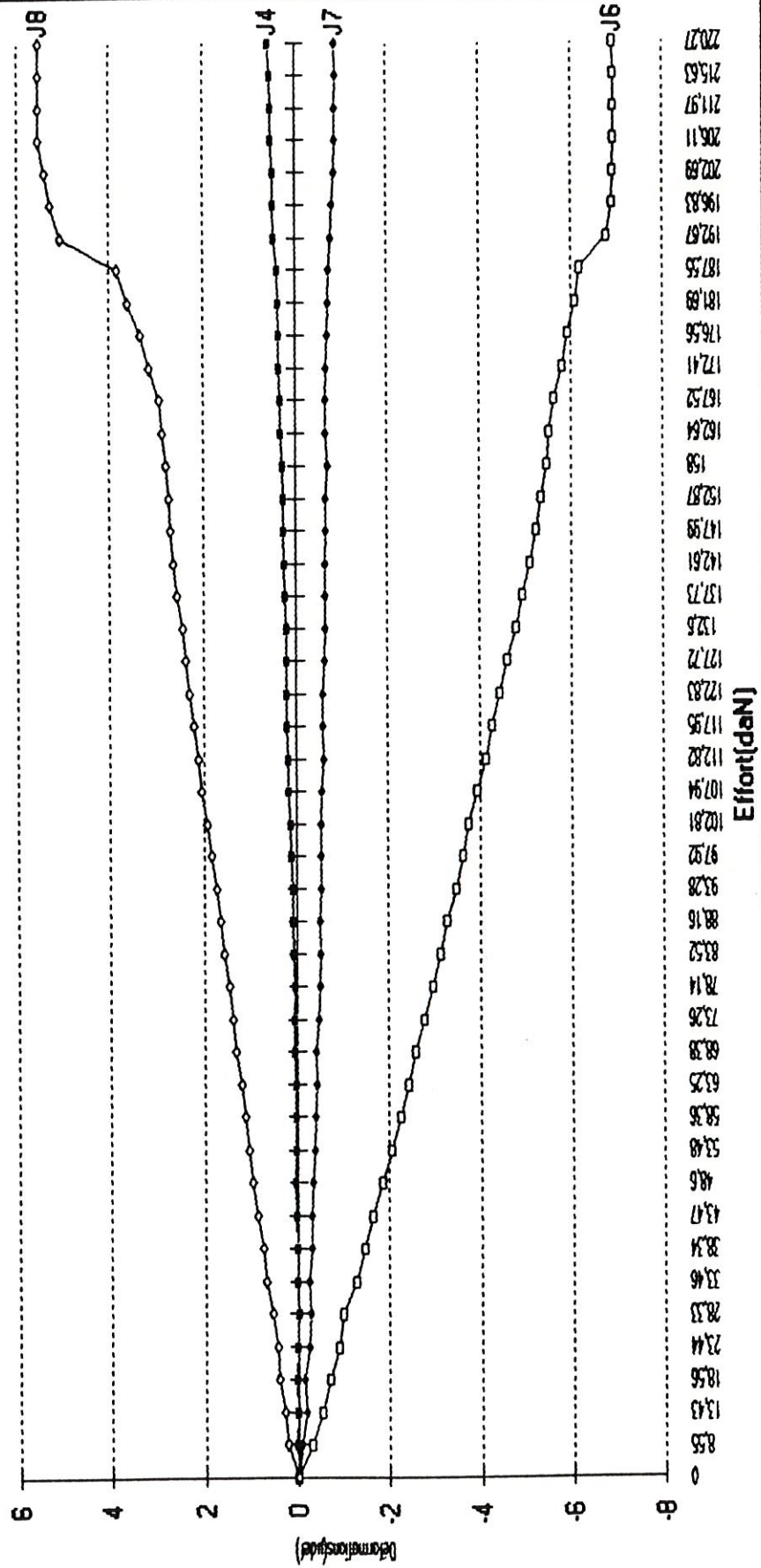
COURBES EFFORT/DEFORMATIONS - JAUGES DROITES - B4E5 - Charge sur cotyle



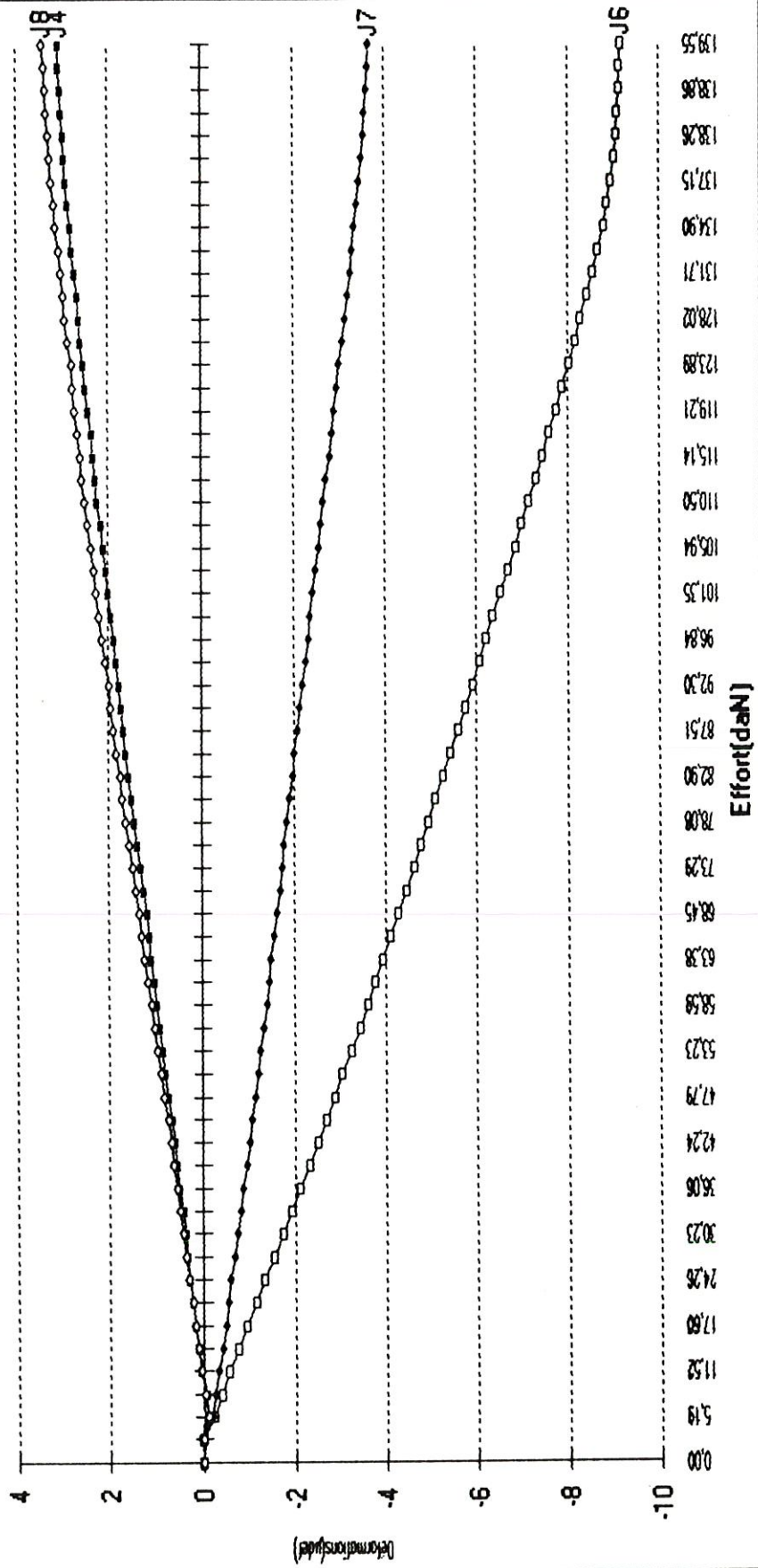
COURBES EFFORT/DEFORMATIONS - JAUGES DROITES - B5E5 - Charge sur cotyle



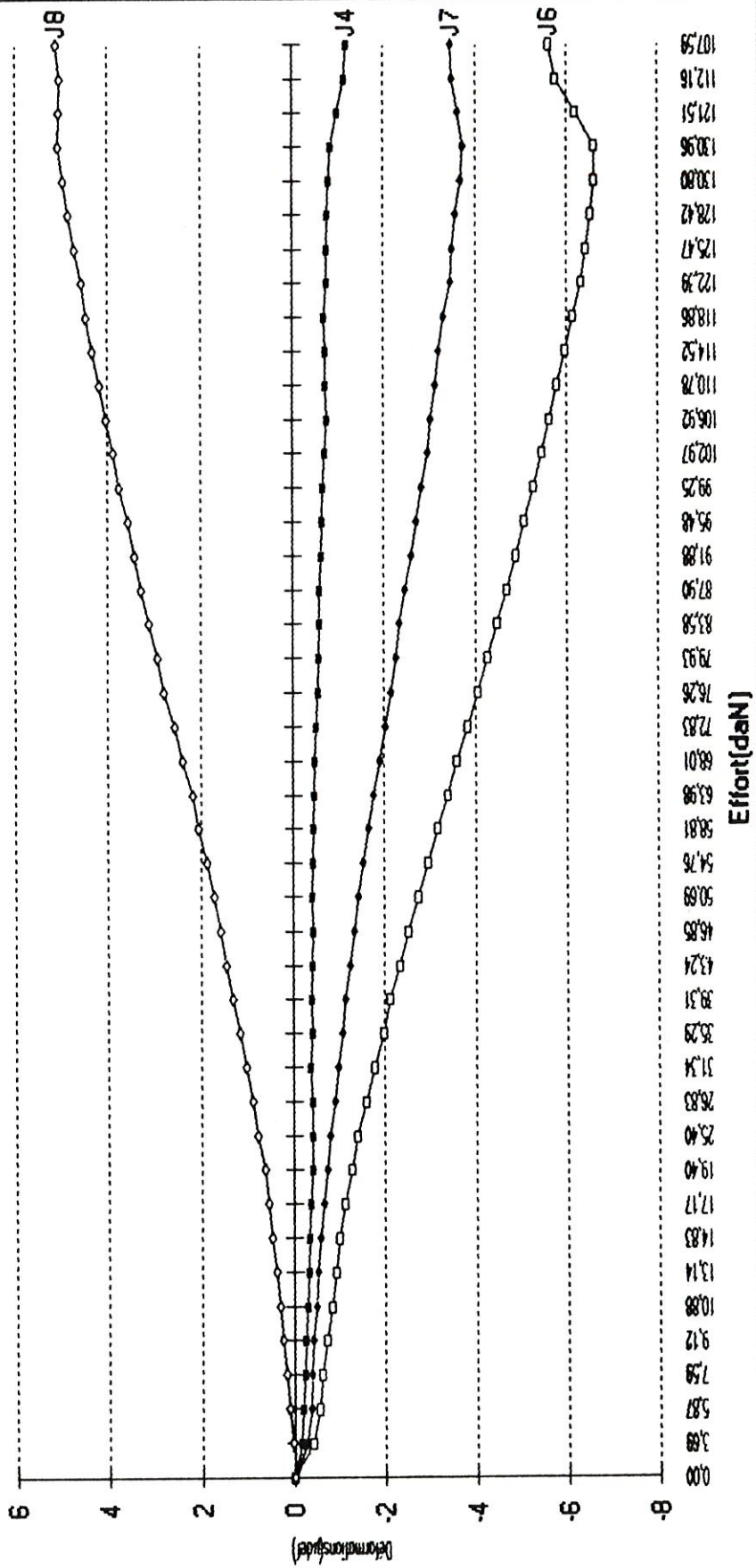
COURBES EFFORT/DEFORMATIONS - JAUGES GAUCHES - B1E3 - Charge sur cotyle



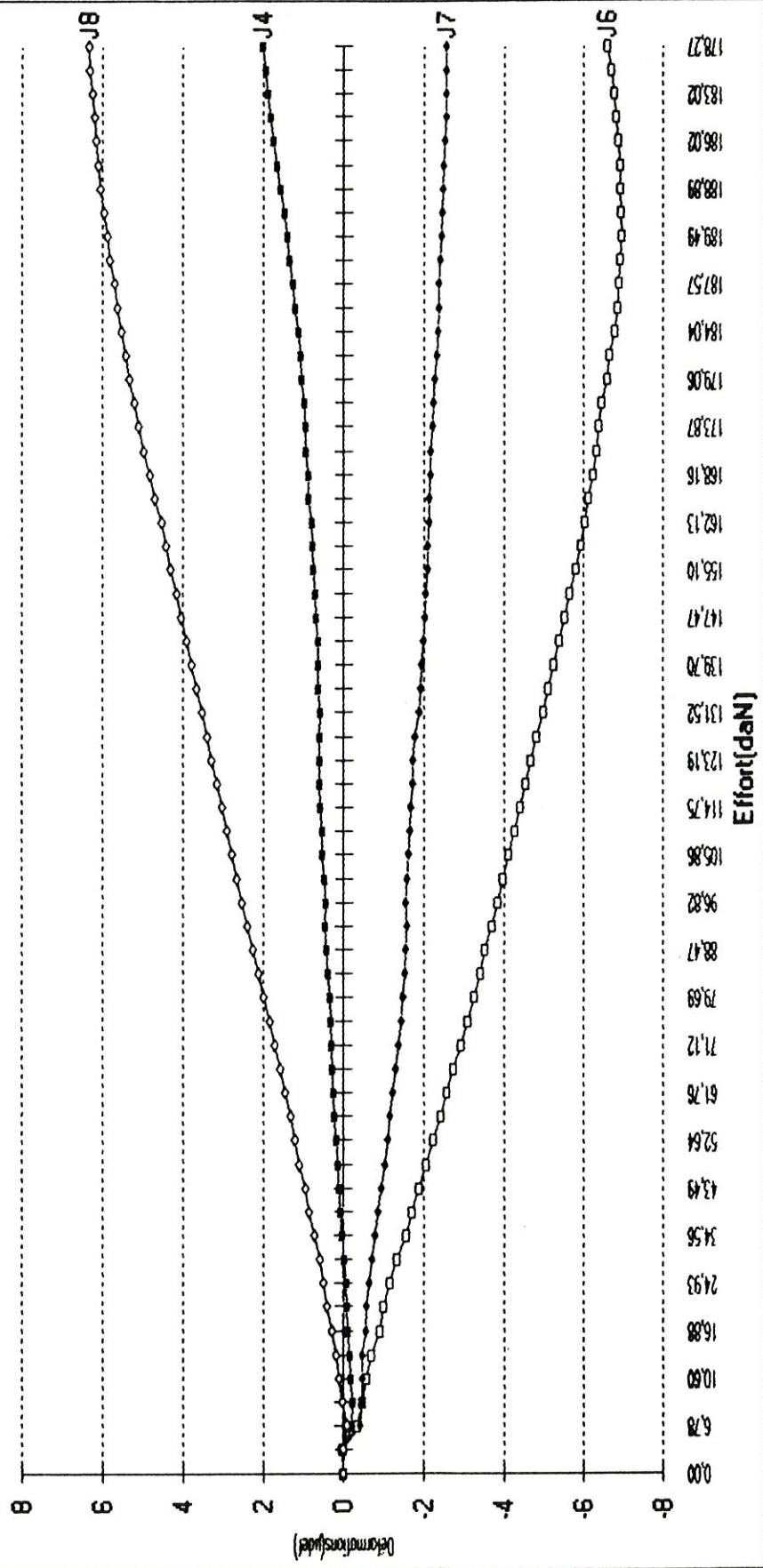
COURBES EFFORT/DEFORMATIONS - JAUGES GAUCHES - B2E6 - Charge sur cotyle



COURBES EFFORT/DEFORMATIONS - JAUGES GAUCHES - B3E6 - Charge sur cotyle



COURBES EFFORT/DEFORMATIONS - JAUGES GAUCHES - B4E5 - Charge sur cotyle



COURBES EFFORT/DEFORMATIONS - JAUGES GAUCHES - B5E5 - Charge sur cotyle

