



ÚŘAD PRO VYNÁLEZY
A OBJEVY

POPIS VYNÁLEZU

K AUTORSKÉMU OSVĚDČENÍ

201831
(11) (B1)

(22) Přihlášeno 17 10 78
(21) (PV 6739-78)

(40) Zveřejněno 31 03 80

(45) Vydáno 15 12 82

(51) Int. Cl.³

~~H 01 J 30/20~~

G 01 T 1/17

H01J 47/00

(75)

Autor vynálezu

SABOL JOZEF ing. CSc., JAKEŠ JAROSLAV ing. a KUBÁLEK JIŘÍ ing.,
PRAHA

(54) Zařízení pro přímé stanovení dávkového ekvivalentu a rychlosti dávkového ekvivalentu směsného záření n — gama

Vynález se týká zařízení, které umožňuje přímé stanovení dávkového ekvivalentu a rychlosti dávkového ekvivalentu směsného záření n — gama na základě použití detektoru ekvivalentního tkáni, například scintilačního počítače na bázi organických scintilátorů a elektronických obvodů, které zpracují výstupní signál z detektoru ekvivalentního tkáni.

Dosud používaná zařízení řeší stanovení dávkového ekvivalentu a rychlosti dávkového ekvivalentu, to je středního přírůstku dávkového ekvivalentu ΔH v časovém intervalu Δt , čili $\dot{H} = \Delta H / \Delta t$, směsného záření neutronů a gama obvykle pomocí dvou selektivních detekčních čidel, u nichž je známá účinnost na jednotlivé složky směsného záření n — gama. Tato detekční čidla, například scintilátory mohou být i sestaveny do jednoho nerozebíratelného celku, viz například francouzský patent 2 317 668, nárokuje dva scintilační materiály s rozdílnou dobou dozínání scintilace, nebo francouzský patent 2 325 943 nárokuje kombinaci organického a anorganického scintilátoru.

Vzhledem k nedostatečné selektivitě dostupných detekčních čidel a jejich energetické závislosti není možné tímto způsobem stanovit dávkový ekvivalent, případně rychlost dávkového ekvivalentu, neboť příspěvky

těchto veličin od jednotlivých složek směsného záření jsou závislé nejenom na dávce, ale také na energii a druhu sekundárních nabitých částic, jež vznikly při interakci záření gama a neutronů s látkou.

Výše uvedené nedostatky odstraňuje zařízení pro přímé stanovení dávkového ekvivalentu a rychlosti dávkového ekvivalentu směsného záření n — gama podle vynálezu a které sestává ze spektrometrického detektoru ekvivalentního tkáni napojeného na elektronický obvod pro roztrídění signálu do kanálů napojených na korekční obvody pro linearizaci závislosti amplitudy signálu na energii částic a pro vyhodnocování amplitudy signálu nesoucího informaci o energii částic, a z obvodů pro integrování, spojených kanály se sumačním obvodem, napojeným na obvod pro integrování, přičemž mezi korekční obvody pro linearizaci závislosti amplitudy signálu na energii částic a pro vyhodnocování amplitudy signálu nesoucího informaci o energii částic a obvody pro integrování jsou napojeny obvody pro korekci jakostním faktorem.

Dalším význakem zařízení pro přímé stanovení dávkového ekvivalentu a rychlosti dávkového ekvivalentu směsného záření n — gama je skutečnost, že na každý kanál je napojen další obvod pro integrování.

Podstatou zařízení pro přímé stanovení dávkového ekvivalentu a rychlosti dávkového ekvivalentu smíšeného záření $n - \gamma$ je takové zpracování a vyhodnocení signálu od tkání ekvivalentního detektoru, které na základě rozlišení signálu podle druhu záření umožní obdržet na výstupu elektronických obvodů signál reprezentující dávkový ekvivalent nebo rychlost dávkového ekvivalentu. Toho se docílí tím, že výstupní signál z detektoru ekvivalentního tkání je rozdělen pomocí elektronického obvodu pro rozřídění signálu do několika kanálů reprezentujících jednotlivé druhy nabitých částic, vzniklých při interakci záření $n - \gamma$ s detekčním médiem, přičemž amplituda impulsů v těchto kanálech nese informaci o jejich energii, což u elektronů představuje přímou lineární závislost amplitudy na energii, zatímco u těžších nabitých částic, jako jsou protony, částice alfa a odražená jádra, je tato závislost nelineární. Linearizaci této závislosti lze docílit obvody s nelineárním přenosem, které korigují nelineární závislost světelného výtěžku detektoru a tím i amplitudy jeho impulsového signálu na energii příslušných nabitých částic. Další zpracování signálu jednotlivých větví se provádí rovněž v obvodech s nelineárním přenosem, které zavádějí násobení signálu jakostním faktorem, který představuje různý biologický účinek jednotlivých nabitých částic na lidský organismus. Na výstupu těchto obvodů dostáváme signál úměrný součinu energie a odpovídající jakostnímu faktoru pro příslušnou nabitou částici.

Integrujeme-li takto získané impulsové sledy dostaneme signály úměrné rychlosti dávkového ekvivalentu jednotlivých složek, počínaje příspěvkem od elektronů přes odražené protony, částice alfa a odražená jádra. Po sumaci všech dílčích příspěvků rychlosti dávkového ekvivalentu obdržíme celkovou rychlost dávkového ekvivalentu smíšeného záření $n - \gamma$. Následnou časovou integrací signálu odpovídajícího celkové rychlosti dávkového ekvivalentu získáme údaj o výsledném dávkovém ekvivalentu smíšeného záření $n - \gamma$.

Zařízení pro přímé stanovení dávkového ekvivalentu a rychlosti dávkového ekvivalentu smíšeného záření $n - \gamma$ je znázorněno na připojených výkresech, kde značí obr. 1 schematické znázornění zařízení, obr. 2 schematické znázornění zařízení s dalšími připojenými obvody pro integrování a obr. 3 nelineární závislost světelného výtěžku scintilačního detektoru a tím i amplitudy jeho výstupního signálu na energii pro jednotlivé druhy nabitých částic.

Zařízení pro přímé stanovení dávkového ekvivalentu a rychlosti dávkového ekvivalentu smíšeného záření $n - \gamma$ podle vynálezu sestává ze spektrometrického detektoru 1 ekvivalentního tkání, jehož signál je tvarově závislý na jednotlivých druzích nabitých částic, vzniklých při interakci záření $n - \gamma$ s tímto spektrometrickým detek-

torem 1 ekvivalentním tkání a který je dále napojen na elektronické obvody 2, jejichž funkce spočívá v tom, že rozřídí signál podle tvaru z tohoto spektrometrického detektoru 1 ekvivalentního tkání do jednotlivých kanálů 3₁, 3₂, 3₃ až 3_n odpovídajících jednotlivým druhům nabitých částic. V těchto kanálech 3₁, 3₂, 3₃ až 3_n se nacházejí elektronické obvody 4₁, 4₂, 4₃ až 4_n pro korekci nelineární závislosti amplitudového signálu na energii jednotlivých druhů nabitých částic a vyhodnocují amplitudu signálu nesoucí informaci o jejich energii, které jsou napojeny na elektronické obvody 5₁, 5₂, 5₃ až 5_n zavádějící korekci dle jakostního faktoru příslušejícího jednotlivým druhům nabitých částic v závislosti na jejich energii. Následující obvody 6₁, 6₂, 6₃ až 6_n integrují impulsový signál a dodávají do kanálů 7₁, 7₂, 7₃ až 7_n časově proměnný stejnosměrný signál úměrný rychlosti dávkového ekvivalentu jednotlivých složek. Po sumaci všech těchto složek sumačním obvodem 8 obdržíme signál úměrný celkové rychlosti dávkového ekvivalentu smíšeného záření $n - \gamma$, jehož následnou časovou integraci obvodem pro integrování 9 získáme údaj o výsledném dávkovém ekvivalentu smíšeného záření $n - \gamma$.

V případě, že bude účelné registrovat odděleně dávkové ekvivalenty jednotlivých složek, je signál z kanálů 7₁, 7₂, 7₃ až 7_n napojen na další obvody pro integrování 10₁, 10₂, 10₃ až 10_n, dle obr. 2.

Zařízení pro přímé stanovení dávkového ekvivalentu a rychlosti dávkového ekvivalentu smíšeného záření $n - \gamma$, schematicky znázorněné na obr. 1 a 2, pracuje následujícím způsobem.

Zařízení je schopno měřit dávkový ekvivalent dle vztahu vyjádřeného rovnicí (6). Signál ze spektrometrického detektoru 1 ekvivalentního tkání s výstupním signálem tvarově závislým na druzích nabitých částic je veden do tvarového selekčního obvodu 2 pro rozřídění signálu, který rozdělí signály odpovídající jednotlivým druhům nabitých částic, vzniklých při interakci smíšeného záření $n - \gamma$ se spektrometrickým detektorem 1 ekvivalentním tkání do jednotlivých kanálů 3₁, 3₂, 3₃ až 3_n, v nichž elektronické obvody 4₁, 4₂, 4₃ až 4_n jednak linearizují závislost amplitudy signálů na energii příslušného druhu částic a dále pak vyhodnocují amplitudu signálu, která je měřítkem energie jednotlivých druhů částic. Obvody pro korekci jakostním faktorem 5₁, 5₂, 5₃ až 5_n zavádějí korekci jakostním faktorem Q . Výsledné signály jsou dále integrovány obvody pro integrování 6₁, 6₂, 6₃ až 6_n. Výsledný signál v kanálech 7₁, 7₂, 7₃ až 7_n má charakter časově proměnného stejnosměrného signálu a odpovídá rychlosti dávkového ekvivalentu jednotlivých složek. Představuje první dílčí dozimetrickou veličinu, která může být registrována. Tyto signály, to je signály kanálů 7₁, 7₂, 7₃ až 7_n jsou sečítány v sumačním obvodu 8. Výstupní signál sumační-

ho obvodu 8 představuje rychlost celkového dávkového ekvivalentu směsného záření $n - \gamma$, je dále časově integrován obvodem pro integrování 9, jehož výstupní signál odpovídá celkovému dávkovému ekvivalentu směsného záření $n - \gamma$.

Dozimetrická měření jsou důležitá při všech použitích přímo či nepřímo ionizujícího záření. Největší význam však mají při zjišťování míry nebezpečí, kterému může být vystaven člověk, nacházející se v poli ionizujícího záření.

Hlavně z tohoto důvodu byl přesně vymezen pojem dávky D , která je definována jako poměr střední energie ionizujícího záření absorbované objemovým elementem látky a hmotnosti látky v tomto objemovém elementu. Původně se myslelo, že biologická odezva, pokud ji lze číselně vyjádřit, je úměrná této fyzikální veličině. Skutečnost je však taková, že vedle řady jiných činitelů t. j. geometrie, čas, objekt atp. závisí biologická odezva též na druhu záření a energii. Proto se v poslední době prosazuje pro odhad účinků záření veličina lépe vystihující biologické účinky záření, která se nazývá dávkový ekvivalent a je vyjádřena vztahem

$$H = D \cdot Q \cdot N \quad (1)$$

kde D je absorbovaná dávka, Q je jakostní faktor a N je součin všech ostatních uplatňujících se faktorů při ozáření biologického objektu.

Dle Supplement to ICRU Report 19 a ICRU Report 25 je koeficient N pro ozáření vnějšími zdroji záření roven 1. Jakostní faktor Q je funkcí lineárního přenosu energie L_∞ , který, jak je známo, závisí od druhu částic a jejich energie, dle Supplement to ICRU Report 20.

Pro ilustraci jsou v tabulce 1 uvedeny hodnoty součinitele Q v závislosti na hodnotách L_∞ pro těžké ionizující částice. Pro záření x, γ a elektrony se uvažuje $Q \approx 1$, vzhledem k tomu, že L_∞ je pro běžné energie elektronů $< 3,5 \text{ keV} \cdot \mu\text{m}^{-1}$.

Tab. 1.

L ve vodě [$\text{keV} \cdot \mu\text{m}^{-1}$]	Q
3,5	1
7	2
23	5
53	10
175	20

Vztah jakostního faktoru Q k lineárnímu přenosu energie L_∞ pro těžké ionizující částice.

Obecné určení dávkového ekvivalentu vyžaduje znalost spektra absorbované dávky v L_∞ pro všechny hodnoty L_∞ dle ICRU Report 25. Při znalosti spektra v bodě, kde je třeba dávkový ekvivalent určit, vypočítá se průměrná hodnota jakostního faktoru Q v tomto bodě ze vztahu

$$\bar{Q} = \frac{1}{D} \int_0^\infty Q(L_\infty) \cdot D(L_\infty) \cdot dL_\infty \quad (2)$$

neuplatňují-li se žádné modifikující faktory, platí

$$H = \int_0^\infty Q(L_\infty) \cdot D(L_\infty) \cdot dL_\infty \quad (3)$$

z čehož

$$H = \bar{Q} D \quad (4)$$

Prochází-li svazek nepřímo ionizujícího záření látkou, pak interakcí s touto látkou se uvolňují nabitě částice. Kinetická energie vzniklých nabitých částic se spotřebuje na excitaci a ionizaci atomů látky. Ionizační proces vede ke vzniku iontových párů. Probíhá-li tento proces v živé tkáni, vyvolávají iontové páry nevratné chemické procesy, které jsou příčinou biomolekulárních změn, znamenajících ve svých důsledcích poškození organismu.

Celkovou dávku v poli záření $n - \gamma$ lze vyjádřit jako součet dvou složek

$$D_{n, \gamma} = D_\gamma + D_n \quad (5)$$

Složka D_γ pochází od kinetické energie elektronů (pozitronů) uvolněných zářením γ , složka D_n představuje absorbovanou energii ostatních nabitých částic, zejména protonů, částic alfa atd. vzniklých při interakcích neutronů s látkou.

Výsledný dávkový ekvivalent v poli záření $n - \gamma$ lze vyjádřit ve tvaru

$$H_{n, \gamma} = Q_\gamma D_\gamma + \sum_i \{ Q_{nc}(E_{nc}) D_{nc} \}_i \quad (6)$$

kde koeficienty Q_γ a Q_{nc} jsou faktory kvality příslušející záření γ , případně jednotlivým nabitým částicím, vzniklým při interakci neutronů se sledovanou látkou. Jak bylo dříve poznamenáno, Q_γ lze pro běžné účely ochrany před zářením podle Supplement to ICRU Report 19, 20, 25 položit rovnou jedné, na rozdíl od Q_{nc} které závisí na L_∞ a tedy i na energii příslušných nabitých částic.

Přesné měření dávkového ekvivalentu není jednoduchou záležitostí. Ideálním dozimetrem pro vyhodnocení účinků ionizujícího záření by byl takový dozimetr, jehož údaj by kvantitativně reprezentoval biologickou odezvu. Zařízení pro přímé stanovení dávkového ekvivalentu a rychlosti dávkového ekvivalentu směsného záření $n - \gamma$ do určité míry tento problém řeší, v úplném rozsahu však tento problém není dosud vyřešen. To souvisí mimo jiné rovněž s některými dosud nevyjasněnými otázkami, týkajícími se komplexního hodnocení biologického poškození.

Graf na obr. 3 znázorňuje závislost světelného výtěžku scintilátoru vyjádřeného ve světelných jednotkách $L(E)$ [s.j.] na energii

nabitých částic v megaelektronvoltech E[MeV]. Křivka s indexem e odpovídá elektronům, křivka s indexem p protonům, in-

dexem α je označena křivka pro záření alfa a index c je přiřazen křivce odpovídající uhlíkovým jádrům.

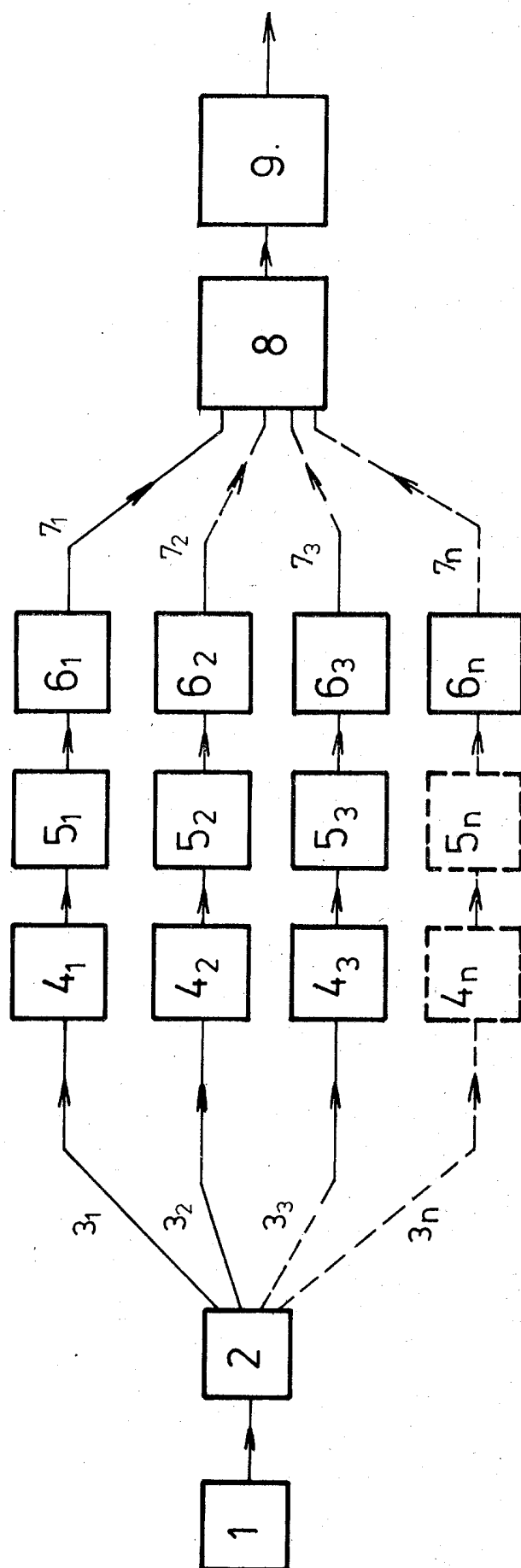
PŘEDMĚT VYNÁLEZU

1. Zařízení pro přímé stanovení dávkového ekvivalentu a rychlosti dávkového ekvivalentu směsného záření n — gama, vyznačující se tím, že sestává ze spektrometrického detektoru (1) ekvivalentního tkáni napojeného na elektronický obvod (2) pro roztržení signálu do kanálů ($3_1, 3_2, 3_3$ až 3_n) napojených na korekční obvody ($4_1, 4_2, 4_3$ až 4_n) pro linearizaci závislosti amplitudy signálu na energii částic a pro vyhodnocování amplitudy signálu nesoucího informaci o energii částic, a z obvodů pro integrování ($6_1, 6_2, 6_3$ až 6_n), spojených kanály ($7_1, 7_2, 7_3$ až 7_n) se sumačním obvodem (8), napojeným na obvod pro integro-

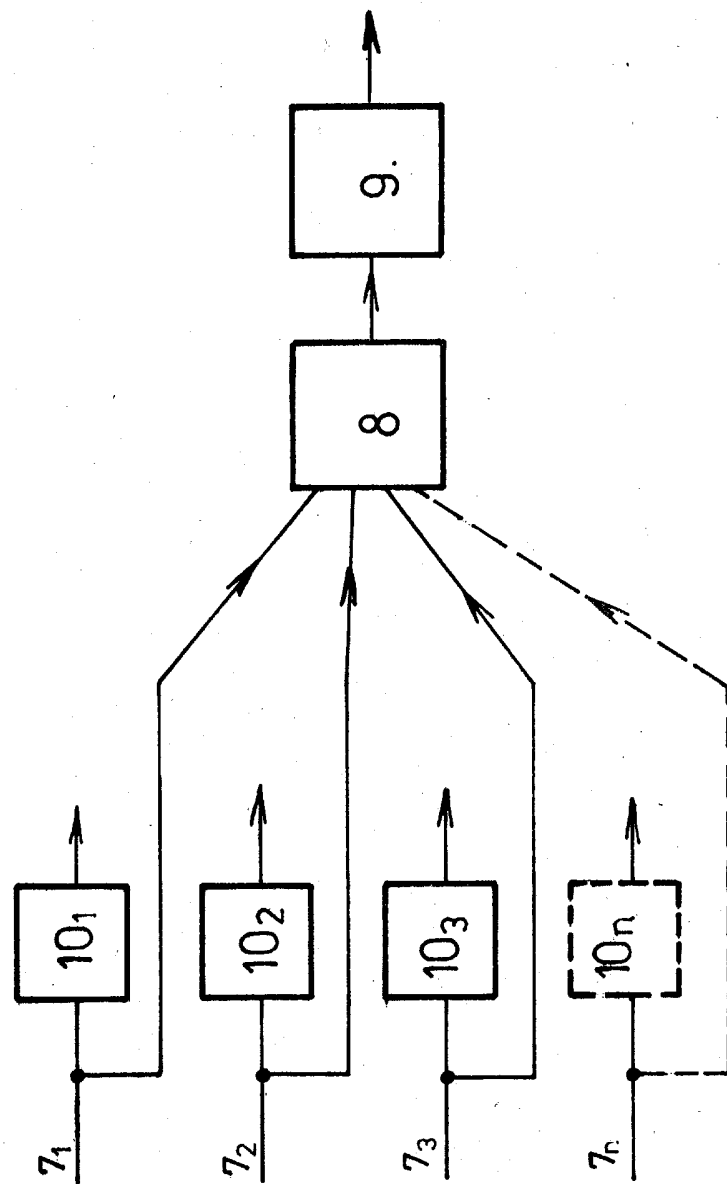
vání (9), přičemž mezi korekční obvody ($4_1, 4_2, 4_3$ až 4_n) pro linearizaci závislosti amplitudy signálu na energii částic a pro vyhodnocování amplitudy signálu nesoucího informaci o energii částic a obvody pro integrování ($6_1, 6_2, 6_3$ až 6_n) jsou napojeny obvody ($5_1, 5_2, 5_3$ až 5_n) pro korekci jakostním faktorem.

2. Zařízení pro přímé stanovení dávkového ekvivalentu a rychlosti dávkového ekvivalentu směsného záření n — gama podle bodu 1, vyznačující se tím, že na každý kanál ($7_1, 7_2, 7_3$ až 7_n) je napojen další obvod pro integrování ($10_1, 10_2, 10_3$ až 10_n).

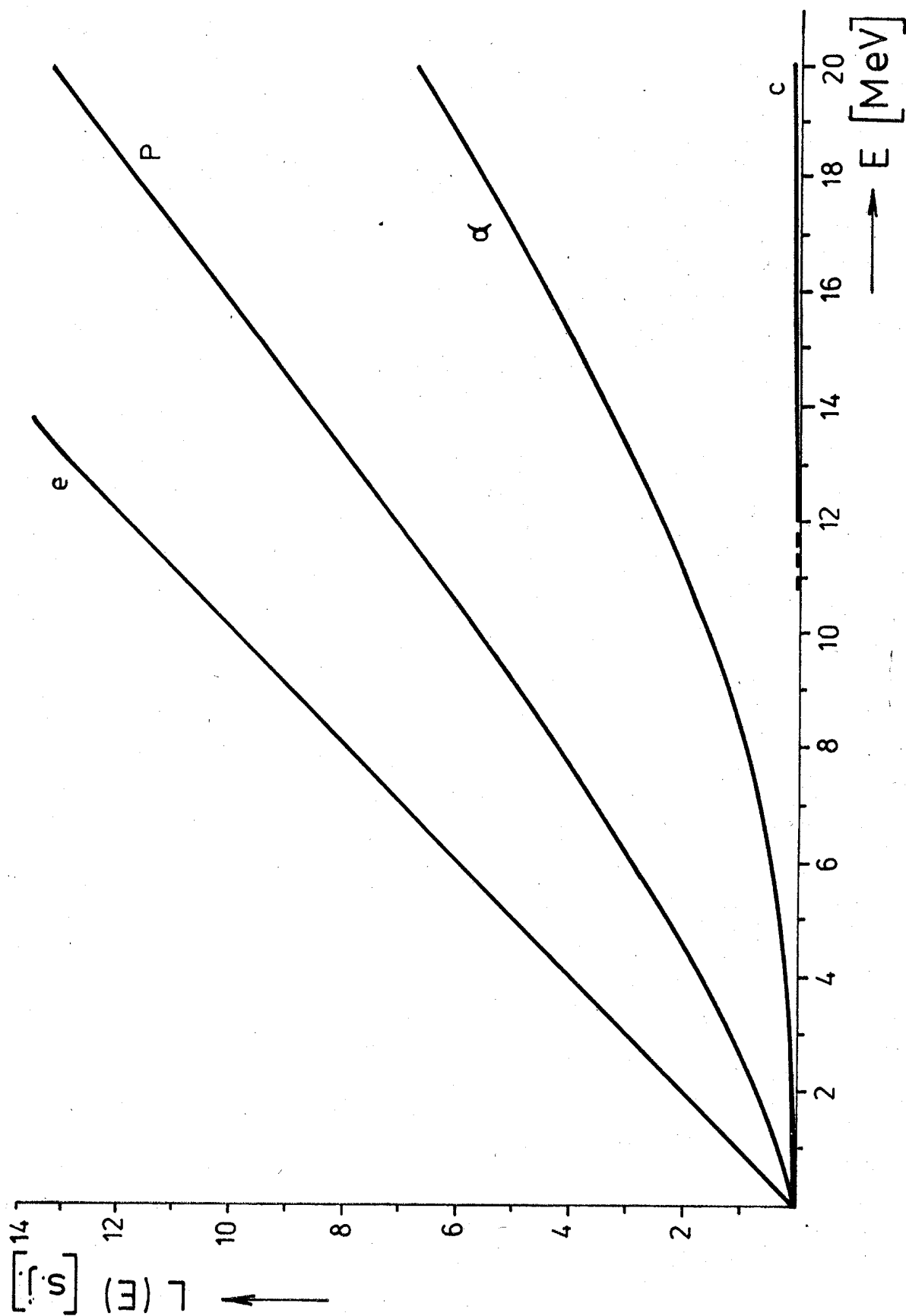
3 výkresy



Obr. 1



Obr. 2



Obr. 3